

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO ELECTROMECÁNICO
AUTÓMATA PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE LA MANO DERECHA
AFECTADA COMO SECUELA DE UN ACCIDENTE CEREBROVASCULAR

CARLOS ANDRES CRIOLLO PAREDES
DAVID EDUARDO LOPEZ PANTOJA

UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERIA
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRONICA
2011

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO ELECTROMECAÁNICO
AUTÓMATA PARA LA REHABILITACIÓN FÍSICA DE LA MANO DERECHA
AFECTADA COMO SECUELA DE UN ACCIDENTE CEREBROVASCULAR

CARLOS ANDRES CRIOLLO PAREDES

DAVID EDUARDO LOPEZ PANTOJA

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de
Ingeniero Electrónico

Directores:

MARIO FERNANDO JOJOA

Ingeniero Electrónico

DANIEL PORTILLA

Ingeniero Electrónico

UNIVERSIDAD DE NARIÑO
FACULTAD DE INGENIERIA
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRONICA
2011

“Las ideas y conclusiones aportadas en el trabajo de grado, son responsabilidad exclusiva de los autores.”

Artículo primero del acuerdo No. 324 de Octubre 11 de 1966, emanado del Honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño.

Nota de aceptación.

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

A DIOS PADRE TODO PODEROSO.

AGRADECIMIENTOS

Los autores de este trabajo expresan sus agradecimientos a:

Ing. José Dolores Rodríguez Martínez (QEPD), por su entrega a la enseñanza y su valiosa amistad.

Dra. Emily Gómez López, por su tiempo y disposición.

Ing. Mario Jojoa, por su disposición, ayuda e interés en el desarrollo del proyecto.

Dr. Martín Moreno García, por la atención prestada y su conocimiento

Ing. Darío Fajardo, por entrega a la docencia

Ing. Daniel Portilla.

CONTENIDO

	Pág.
1. MARCO CONCEPTUAL	21
1.1 ACCIDENTE CEREBROVASCULAR	21
1.1.1 Diagnóstico	21
1.1.2 Isquemia	23
1.1.3 Etiología	24
1.1.4 Correlación ciclo anatómica	24
1.2 MÚSCULO ESQUELÉTICO CARDIACO Y LISO	27
1.2.1 Músculo esquelético	27
1.2.2 Mecanismo general de la contracción muscular	30
1.2.3 Potenciales de membrana y de acción	30
1.3 ELECTROMIOGRAFIA	31
1.3.1 EMG de superficie	32
1.3.2 Acondicionamiento de la señal y amplificación	36
1.4 LA MANO	38
1.4.1 La mano como herramienta sensitiva	40
1.4.2 La mano como herramienta mecánica	40
1.4.3 Huesos	40
1.4.4 Biomecánica de la mano	42
1.5 AMPLIFICADORES OPERACIONALES	44

1.5.1	Entrada de terminal doble (diferencial)	44
1.5.2	Operación en modo común	45
1.5.3	Rechazo en modo común	46
1.5.4	Circuitos prácticos con amplificadores operacionales	46
1.6	FILTROS ACTIVOS	47
1.6.1	Orden de un filtro	47
1.6.2	Tipos de filtros	48
1.6.3	Filtros de Chebyshev	49
1.6.4	Topología Sallen-Key	51
1.7	EL PIC 16F877A	54
2	DESARROLLO	57
2.1	ACONDICIONAMIENTO DE SEÑAL	57
2.1.1	Amplificación	57
2.1.2	Filtrado	60
2.1.3	Implementación del circuito	62
2.2	ADQUISICION DE LA SEÑAL	64
2.3	EXTRACCION DE CARACTERISTICAS	68
2.4	CIRCUITOS DE CONTROL INTERFAZ HOMBRE-MAQUINA	69
2.4.1	Sostén	69
2.4.2	Lógica de comparador	69
2.4.3	Drivers	70
2.4.4	Lógica de control	70
2.5	INTERFAZ HOMBRE-MAQUINA	73

2.5.1	Características	73
2.5.2	Micromotores	76
3	PRUEBAS	78
4	CONCLUSIONES	79
5	RECOMENDACIONES	80
6	BIBLIOGRAFIA	81
	ANEXOS	

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Alteraciones que se relacionan con isquemia cerebral focal.	25
Tabla 2. Subfamilias de microcontroladores Microchip	55

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Arterias de la circulación cerebral anterior y posterior en relación con el polígono de Willis	23
Figura 2. Riego arterial de las cortezas motora y sensorial primarias (vista lateral)	25
Figura 3. Riego arterial de las cortezas sensoriales y motoras primarias (vista coronal)	26
Figura 4. Bases anatómicas de los síndromes de la arteria cerebral media	26
Figura 5. Organización del músculo esquelético, desde el nivel macroscópico al nivel molecular. F, G h e I son cortes transversales a los niveles que se indican	29
Figura 6. Actividad registrada durante la EMG. A. Potenciales de fibrilación espontánea y ondas positivas con picos. B. Descargas repetitivas complejas registradas en un músculo parcialmente desnervado, en reposo. C. Potencial de acción de unidad motora trifásico, normal. D. Pequeño potencial polifásico de unidad motora de breve duración, como el que se encuentra con frecuencia en trastornos miopáticos. E. Potencial de acción de unidad motora polifásico, de larga duración, como el que se puede observar en trastornos neuropáticos	32
Figura 7. Representación Esquemática del espectro de potencia de una señal EMG típica. El área marcada indica la información perdida cuando un filtro notch es utilizado, en este caso para eliminar los 60 Hz de la componente de ruido de la fuente de energía AC	37
Figura 8. Mano. Los dedos se muestran en la posición normal de reposo, formando un arca debido a su flexión. En la posición anatómica, los dedos se encuentran extendidos y aducidos	39
Figura 9. Huesos de la mano	42

Figura 10.	Extensión de los dedos	43
Figura 11.	Oposición del pulgar	44
Figura 12	(Izq.) ABDUCCIÓN DEL PULGAR: POSICIÓN DE PARTIDA CERO. La abducción palmar es el movimiento del pulgar en el plano perpendicular al plano de la palma de la mano. (Der.) ABDUCCIÓN RADIAL. Movimiento del pulgar paralelo al plano de la palma de la mano y alejándose del lado radial de la misma. La abducción palmar suele ser mayor que la abducción radial	45
Figura 13.	Entrada diferencial	45
Figura 14.	Operación en modo común	46
Figura 15.	Amplificador no Inversor	47
Figura 16.	Filtros de Butterworth de distintos órdenes con la misma frecuencia de corte y distinta pendiente	48
Figura 17.	Banda de paso filtro Chebyshev	50
Figura 18.	Filtro pasabajo de segundo orden Sallen-key	52
Figura 19.	Respuesta en frecuencia filtro pasabajo Sallen-key	53
Figura 20.	Diagrama de pines del PIC 16F877A	54
Figura 21.	Conexión del cristal en el PIC 16F877A	56
Figura 22.	Diagrama de bloques del sistema	57
Figura 23.	AD620. Amplificador de instrumentación	58
Figura 24.	Integrado TL074	59
Figura 25.	Circuito amplificador no inversor	59
Figura 26.	Circuito filtro pasa-altos	60
Figura 27.	Circuito filtro pasa-bajos	61
Figura 28.	Diagrama de bode del filtro pasa-banda	62

Figura 29.	Circuito amplificador y filtrado	63
Figura 30.	Cables conectores de conexión a electrodos	64
Figura 31.	Diagrama de bloques del sistema de adquisición implementado en Labview.	64
Figura 32a.	Señal EMG Extensión de los dedos. Movimiento Completo	65
Figura 32b.	Señal EMG Extensión de los dedos. Intención de movimiento.	66
Figura 33a.	Señal EMG Flexión de los dedos. Movimiento Completo	66
Figura 33b.	Señal EMG Flexión de los dedos. Intención de movimiento	67
Figura 34a.	Señal EMG Extensión del pulgar. Movimiento Completo	67
Figura 34b.	Señal EMG Flexión del pulgar. Intención de movimiento	68
Figura 35.	Circuito de sostén	69
Figura 36.	Diagrama de drivers motores	70
Figura 37.	Algoritmo de control implementado en el PIC 16F877A	71
Figura 38.	Hardware de programador "Eclipse".	72
Figura 39.	Interfaz hombre maquina	74
Figura 40.	Casco y anillo para los dedos	75
Figura 41.	Cámara hecha con polipropileno para los motores	76
Figura 42.	Cejuelas y unión de nylon	76
Figura 43.	Micromotor	77

ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Impreso de amplificación y filtrado hecho en Eagle	83
ANEXO B. Diagrama, circuito de sostén, comparadores y lógica de control con el PIC.	84
ANEXO C. Código de programación del PIC 16F877A en C.	85

GLOSARIO

ACTINA: Proteína contráctil que se encuentra en la mayoría de las células que presentan fenómenos de contracción, como en los músculos. Junto a la miosina forman el complejo llamado acto-miosina, que es el responsable de la capacidad de contracción y expansión de dichas fibras.

AXÓN: prolongación filiforme de una neurona, por la que esta transmite impulsos nerviosos hasta una o varias células musculares, glandulares, nerviosas.

CELULA: Unidad fundamental de los organismos vivos, generalmente de tamaño microscópico, capaz de reproducción independiente y formada por un citoplasma y un núcleo rodeados por una membrana.

CIRCUITO INTEGRADO: Combinación de elementos de circuito miniaturizados que se alojan en un único soporte o chip, generalmente de silicio.

CIRCUITO: Conjunto de conductores que recorre una corriente eléctrica, y en el cual hay generalmente intercalados aparatos productores o consumidores de esta corriente.

CONDENSADOR: Sistema de dos conductores, separados por una lámina dieléctrica, que sirve para almacenar cargas eléctricas.

CORRIENTE: Magnitud física que expresa la cantidad de electricidad que fluye por un conductor en la unidad de tiempo. Su unidad en el Sistema Internacional es el amperio.

ELECTRODO: Extremo de un conductor en contacto con un medio, al que lleva o del que recibe una corriente eléctrica.

HEMIPARESIA: se refiere a la disminución de la fuerza motora o parálisis parcial que afecta un brazo y una pierna del mismo lado del cuerpo.

HEMIPLEJIA: es un trastorno del cuerpo del paciente en el que la mitad lateral de su cuerpo está paralizada; Es normalmente el resultado de un accidente cerebrovascular.

MEMBRANA: tejido o agregado de tejidos que en conjunto presenta forma laminar y es de consistencia blanda.

MICROMOTOR: motor de muy pequeñas dimensiones.

MIOSINA: proteína fibrosa y contráctil que se asocia con la actina* en las células musculares. La miosina es capaz de hidrolizar el ATP y desplazarse a través de la actina, lo que provoca la reducción de las distancias entre ambas fibras y, por lo tanto, la contracción muscular.

MÚSCULO ABDUCTOR: aquel que tiene como función mover una parte del cuerpo, alejándola del eje del mismo.

MÚSCULO ADUCTOR: aquel cuya función es mover una parte del cuerpo acercándola al eje del mismo.

MÚSCULO AGONISTA: músculo que efectúa un determinado movimiento, por oposición al que obra el movimiento contrario o músculo antagonista.

MÚSCULO ANTAGONISTA: los músculos que en una misma región anatómica obran en sentido contrario; de los nervios que animan funciones contrarias en un mismo órgano.

MÚSCULO: cada uno de los órganos fibrosos que al contraerse produce los movimientos de los humanos y animales.

NECROSIS: degeneración de un tejido por muerte de sus células.

NEURONA: célula nerviosa, que generalmente consta de un cuerpo de forma variable y provisto de diversas prolongaciones, una de las cuales, de aspecto filiforme y más larga que las demás, es el axón o neurita.

POTENCIA: es la cantidad de trabajo que se efectúa por unidad de tiempo. Esto equivale a la velocidad de cambio de energía en un sistema o al tiempo que se emplea para realizar un trabajo.

PROTEÍNA: sustancia constitutiva de las células y de las materias vegetales y animales. Es un biopolímero formado por una o varias cadenas de aminoácidos, fundamental en la constitución y funcionamiento de la materia viva, como las enzimas, las hormonas, los anticuerpos.

RESISTENCIA: elemento que se intercala en un circuito para dificultar el paso de la corriente o para hacer que esta se transforme en calor.

TORQUE: que es una magnitud vectorial obtenida a partir del punto de aplicación de la fuerza.

TROMBO: coágulo de sangre en el interior de un vaso sanguíneo.

VOLTAJE: cantidad de voltios que actúan en un aparato o sistema eléctrico.

VOLTIO: es la unidad derivada del SI para el potencial eléctrico, fuerza electromotriz y el voltaje.

RESUMEN

Se realiza el diseño y construcción de un dispositivo electromecánico, que ayude a los pacientes con ACV en la rehabilitación de la mano derecha. Se hizo indispensable la recolección de documentación que corresponde a el análisis patológico y biomecánica propia de esa parte del cuerpo, teniendo con esto las bases suficientes para pasar a la obtención de una señal electromiografía (EMG) la cual se logra ubicando de manera adecuada electrodos que recogen la señal eléctrica de la piel, la resultante de esta señal debe ser visible, manejable y sin componentes de ruido, lo cual se logra por medio de una fase de amplificación y filtrado. Se realiza una adquisición de esta señal para diferentes movimientos, con el ánimo de determinar las características propias de cada uno de ellos en cuanto a frecuencia y amplitud. Con esto se hace la construcción de un dispositivo hombre máquina que mediante una lógica de control determina qué clase de movimiento desea realizar el paciente para ayudarlo en la ejecución del mismo.

ABSTRACT

It makes the design and construction of an electromechanical device that helps patients in the rehabilitation of his right hand. Search documents that corresponds with the pathological analysis and biomechanical properties of that part of the body was indispensable, taking with it a sufficient basis to proceed to obtain a signal electromyography (EMG) which is achieved by placing electrodes properly for pick up the electrical signal from the skin, resulting from this signal must be visible, manageable and without noise components, that is achieved through a phase of amplification and filtering. It makes an acquisition of this signal for different movements, with the aim of determining the characteristics of each of them as for frequency and amplitude. In this moment begin the construction of a human being-machine device, which through control logic determines what kind of movement want to make the patient to help in the implementation.

INTRODUCCION

Una de las secuelas del accidente cerebro vascular (ACV) es la pérdida de la función neurológica, que se evidencia como la pérdida parcial o total de la motricidad de las extremidades tanto superiores como inferiores, que conlleva al paciente a la muerte o a vivir con algunas discapacidades como deficiencia o pérdida de la motricidad, en las cuales se hace necesario un proceso de rehabilitación que permita al paciente aprender de nuevo a realizar tareas importantes y habituales, enfocado a la práctica repetitiva, con el objetivo de lograr de nuevo una reeducación del movimiento del hemicuerpo afectado.

El proceso de rehabilitación en personas con deficiencias motrices se ha visto mejorado considerablemente con la inclusión de tecnología que optimiza el rendimiento y los resultados obtenidos. Cuando el paciente realiza una serie de movimientos con fines terapéuticos, su condición de funcionalidad se ve mejorada si lo hace con la ayuda de equipos electromecánicos.

Se ha comprobado que aquellos pacientes con ACV que reciben la rehabilitación con la ayuda de aparatos electromecánicos en combinación con fisioterapia presentan una mejor recuperación, lo cual les facilita llevar una vida más independiente que aquellos cuyo proceso de recuperación es sin el apoyo de estos dispositivos.

La captación de las señales eléctricas producidas por los músculos durante una contracción muscular se conoce como electromiografía (EMG). Estas señales son generadas por el intercambio de iones a través de las membranas de las fibras musculares debido a una contracción muscular. El objetivo del proyecto es mediante el principio de la EMG, controlar una interfaz-hombre máquina capaz de realizar movimientos específicos de la mano de un paciente con ACV, con el fin de apoyar y optimizar el proceso de rehabilitación.

1. MARCO CONCEPTUAL

1.1 ACCIDENTE CEREBROVASCULAR¹

Un accidente cerebrovascular es un síndrome que se caracteriza por el inicio agudo de un trastorno neurológico que persiste por lo menos durante 24h, refleja afección focal del sistema nervioso central y es resultado de una alteración de la circulación cerebral. El accidente cerebrovascular es resultado de dos tipos de trastorno vascular cerebral: isquemia o hemorragia.

Casi todas las enfermedades de esta categoría se caracterizan por una deficiencia neurológica focal de comienzo repentino, como si el paciente fuera “derrivado por un rayo”. El accidente cerebrovascular (apoplejía en nomenclatura antigua) se define por la deficiencia neurológica repentina atribuible a una causa vascular focal.²

La isquemia, la causa más común de evento vascular cerebral, puede deberse a trombosis local o a embolización de un sitio distante, como el corazón.

Los factores de riesgo para el accidente cerebrovascular incluyen hipertensión sistólica o diastólica, hipercolesterolemia, tabaquismo, consumo excesivo de alcohol y anticonceptivos orales. La frecuencia del ACV disminuyó en décadas recientes, en gran parte por el mejor tratamiento de la hipertensión.

1.1.1 Diagnóstico. La naturaleza de los síntomas sugiere el sitio de afección a nivel del sistema nervioso central, que se precisa por el examen neurológico y se confirma con estudio por imágenes (tomografía computarizada [TC] o imágenes por resonancia magnética [IRM]).

Afección focal. El ACV produce síntomas y signos focales que se relacionan con el área del cerebro que irriga el vaso sanguíneo afectado. En el ACV isquémico, la oclusión del vaso sanguíneo interrumpe el flujo de sangre a una región específica del cerebro, lo que interfiere con las funciones neurológicas que dependen de esa región y produce un patrón más o menos estereotipado

¹ AMINOFF, Michael J. Neurología Clínica. 6 Ed. México: Editorial Manual Moderno, 2006, p.275.

²Dennis L. Kasper, Eugene Braunwald, Anthony S. Fauci, Stephen L. Hauser, Dan L. Longo, J. Larry Jameson, y Kurt J. Isselbacher, Eds. HARRISON Principios de Medicina Interna, 16a Ed. Mexico: McGraw Hill

de deficiencia. En la mayor parte de los casos de ACV, los antecedentes y el examen neurológico proporcionan suficiente información para localizar la lesión en un lado del cerebro (p.ej., al lado opuesto de la hemiparesia o déficit hemisensitivo; o al lado izquierdo si se presenta afasia) y si corresponden a la circulación cerebral anterior y posterior.

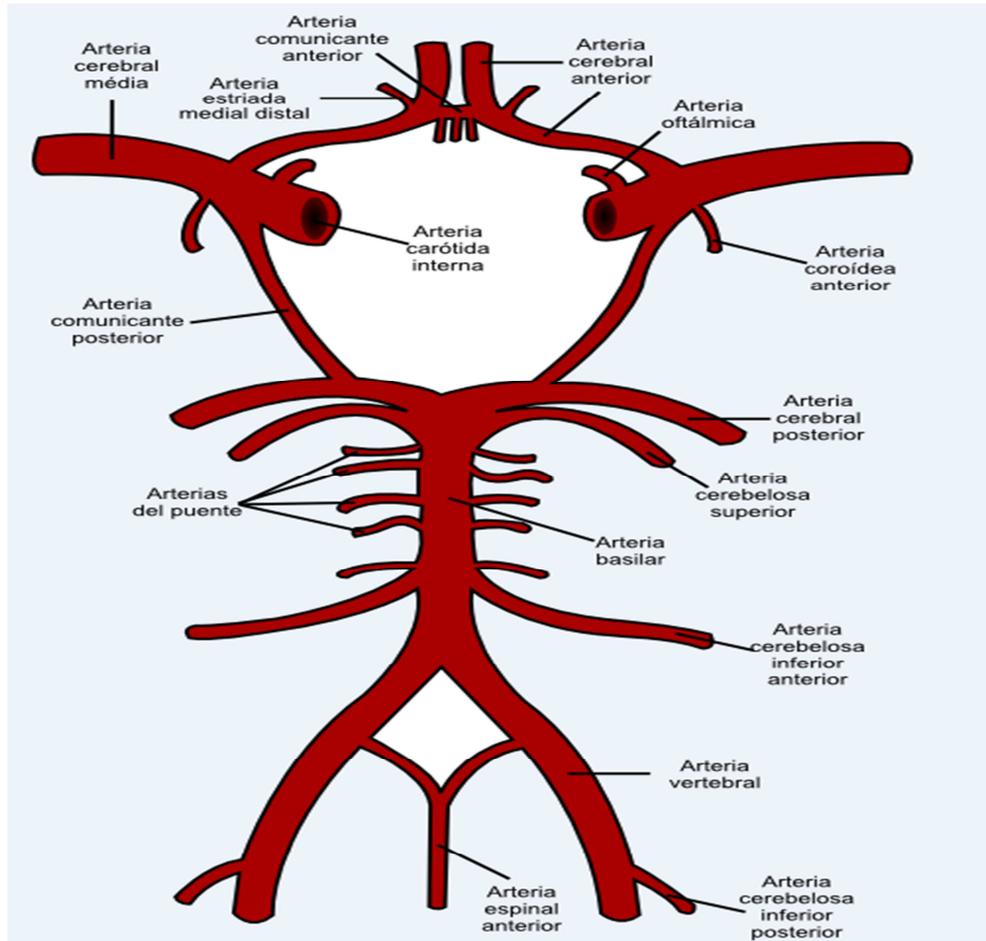
Circulación Anterior. La circulación cerebral anterior, que irriga la mayor parte de la corteza cerebral y la sustancia blanca subcortical, los ganglios basales y la capsula interna, consiste en la arteria carótida interna y sus ramas: la coroidea anterior, cerebral anterior y cerebral media. La arteria cerebral media a su vez da origen a las ramas lenticuloestriadas penetrantes profundas (Figura 1). Los ACV de la circulación anterior con frecuencia se acompañan de síntomas y signos que indican disfunción hemisférica como afasia, apraxia o agnosia; también producen hemiparesia, trastornos hemisensoriales y defectos del campo visual.

Circulación Posterior. La circulación cerebral posterior proporciona riego sanguíneo al tallo encefálico, cerebelo, tálamo y porciones de lóbulos occipitales y temporales. Consiste en arterias vertebrales pares, la arteria basilar y sus ramas: cerebelar posteroinferior, cerebelar anteroinferior, cerebelar superior y cerebrales posteriores (Figura 1). La arteria cerebral posterior también proporciona las ramas talamoperforada y talamogeniculada. Los ACV cerebrales de la circulación posterior producen síntomas y signos de disfunción del tallo encefálico que incluyen coma, eventos de caídas, vértigo, náuseas y vómito, parálisis de nervios craneales, ataxia y deficiencias sensitivo motoras cruzadas que afectan la cara de un lado del cuerpo y las extremidades del otro. También se presenta hemiparesia, trastornos hemisensoriales y déficit del campo visual, pero no son específicos de los ACV de la circulación posterior.

Aunque la hipoglucemia y otros trastornos metabólicos, traumatismos y convulsiones pueden producir déficit neurológicos centrales focales que se inician de manera súbita y duran por lo menos 24h, el término accidente cerebrovascular se utiliza solo cuando tales eventos son causados por enfermedad cerebrovascular.

El proceso patológico subyacente en el accidente cerebrovascular puede ser isquemia o hemorragia, por lo general a partir de una lesión arterial. Como objeto de estudio, se describirá la isquemia.

Figura 1. Arterias de la circulación cerebral anterior y posterior en relación con el polígono de Willis.



El polígono de Willis, Wikipedia, Disponible en Internet. http://es.wikipedia.org/wiki/Polígono_de_Willis

1.1.2 Isquemia. La interrupción de flujo sanguíneo al cerebro priva a las neuronas y a otras células de los sustratos glucosa y oxígeno, y a menos que se restablezca de manera rápida dicho flujo, ello conduce al final a la muerte celular. El patrón de muerte celular depende de la gravedad de la isquemia.

Si se restaura el flujo sanguíneo hacia el tejido cerebral isquémico antes de que las neuronas sufran daño irreversible, los síntomas y signos clínicos son transitorios; sin embargo, la interrupción prolongada del flujo sanguíneo ocasiona lesión isquémica irreversible (**infarto**) y deficiencias neurológicas persistentes. Dos mecanismos patógenos producen evento vascular cerebral isquémico, trombosis y embolia:

La **trombosis** produce ACV mediante la oclusión de las arterias cerebrales grandes, arterias penetrantes pequeñas, venas cerebrales o senos venosos. Los síntomas evolucionan en minutos a horas.

La **embolia** produce ACV cuando se ocluyen las arterias cerebrales por el movimiento distal, de un trombo a partir del corazón, cayado aórtico o las arterias cerebrales grandes. Con mayor frecuencia, los émbolos en la circulación cerebral anterior ocluyen la arteria cerebral media o sus ramas ya que estas aportan cerca del 85% del flujo sanguíneo hemisférico.

El 66% de los ACV isquémicos se atribuyen a trombosis y 33% a embolia, aunque con frecuencia la distinción es difícil o imposible de hacer con los datos clínicos.

1.1.3 Etiología. Una variedad de trastornos en sangre, vasos sanguíneos y corazón pueden causar isquemia cerebral focal (Tabla 1).

Tabla 1. Alteraciones que se relacionan con isquemia cerebral focal.

Trastornos vasculares.	Trastornos cardiacos.	Trastornos hematológicos.
Aterosclerosis.	Arritmias	Trombocitosis
Trastornos inflamatorios	endocarditis	Polictemia
SIDA	Cardiopatía reumática	Leucocitosis
Infarto lacunar	Prótesis de válvulas cardiacas	
Farmacodependencia		
Migraña		

1.1.4 Correlación ciclo anatómica. Un enfoque racional de la isquemia cerebral depende de la capacidad para identificar la base neuroanatomía de los trastornos clínicos.

Arteria cerebral media. La arteria cerebral media es el vaso que con más frecuencia se afecta en el ACV isquémico.

Anatomía. La arteria cerebral media da riego a la mayor parte del hemisferio cerebral y las estructuras subcorticales de la arteria cerebral media y las estructuras subcorticales profundas (Figuras 2 y 3). Las ramas corticales de la arteria cerebral media incluyen la división superior, que da riego a toda la región cortical motora y sensorial de cara, mano y brazo, y el área del lenguaje oral (de

Broca) del hemisferio dominante (Figura 4). La división inferior da riego a las radiaciones visuales, la región de la corteza visual relacionada con la visión macular y el área del lenguaje receptor (de Wernicke) del hemisferio dominante. Las ramas lenticuloestriadas de la porción más próxima de la arteria cerebral media dan riego a los ganglios basales, así como las fibras motoras relacionadas con cara, mano, brazo y pierna a medida que desciende en la rodilla y el brazo posterior de la capsula interna.

Síndrome clínico de la oclusión de la arteria cerebral media. Dependiendo del sitio de daño pueden ocurrir varios síndromes clínicos (Figura 4), el ACV de la división superior ocasiona hemiparesia contralateral que afecta cara, mano y brazo, pero no daña la pierna. Si el hemisferio dominante es afectado, estas características se combinan con la afasia de Broca (expresiva), la cual se caracteriza por daño en la expresión del lenguaje con comprensión intacta.

Figura 2. Riego arterial de las cortezas motora y sensorial primarias (vista lateral)

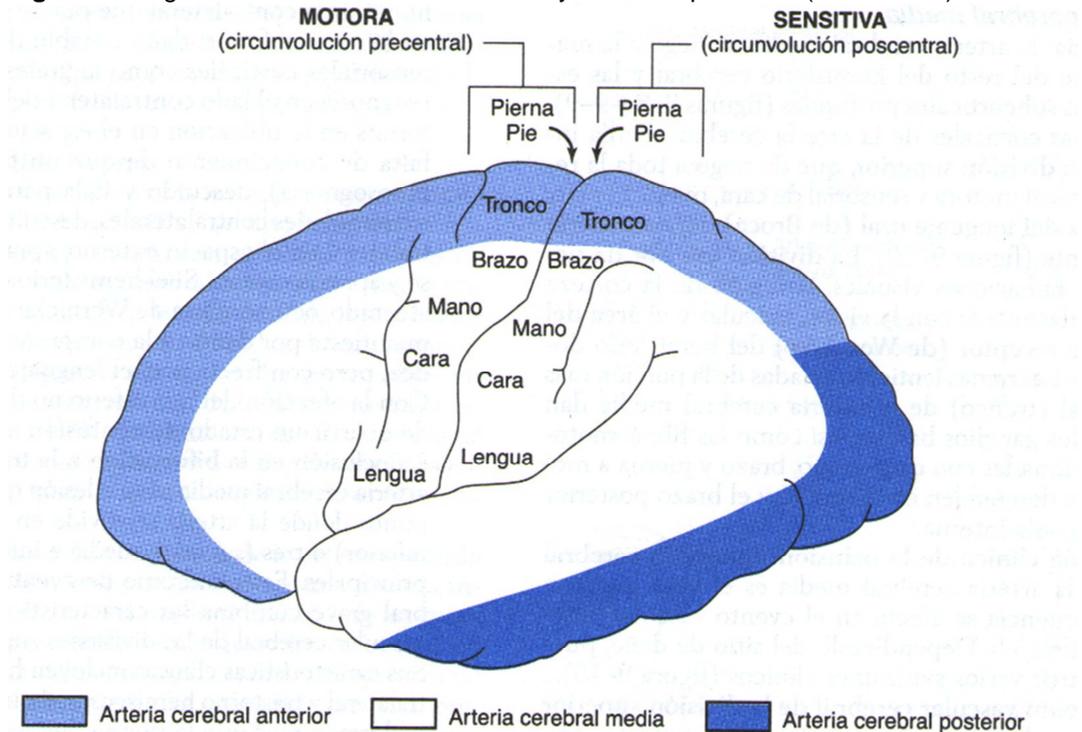


Figura 3. Riego arterial de las cortezas sensoriales y motoras primarias (vista coronal).

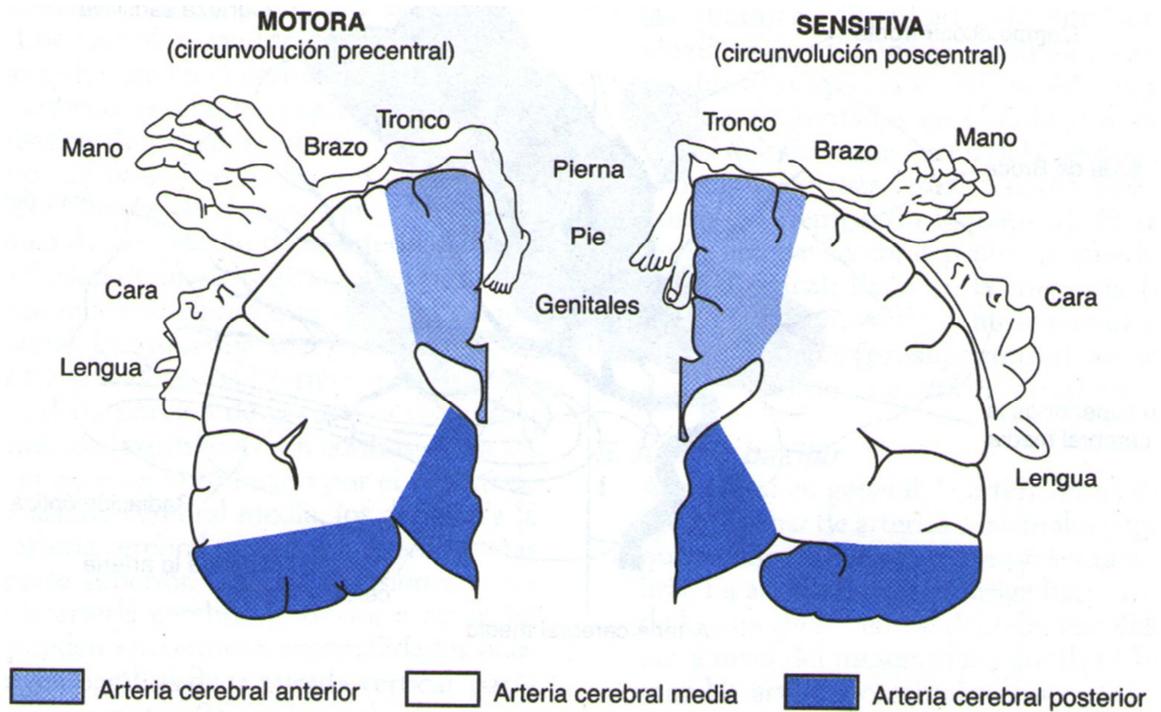
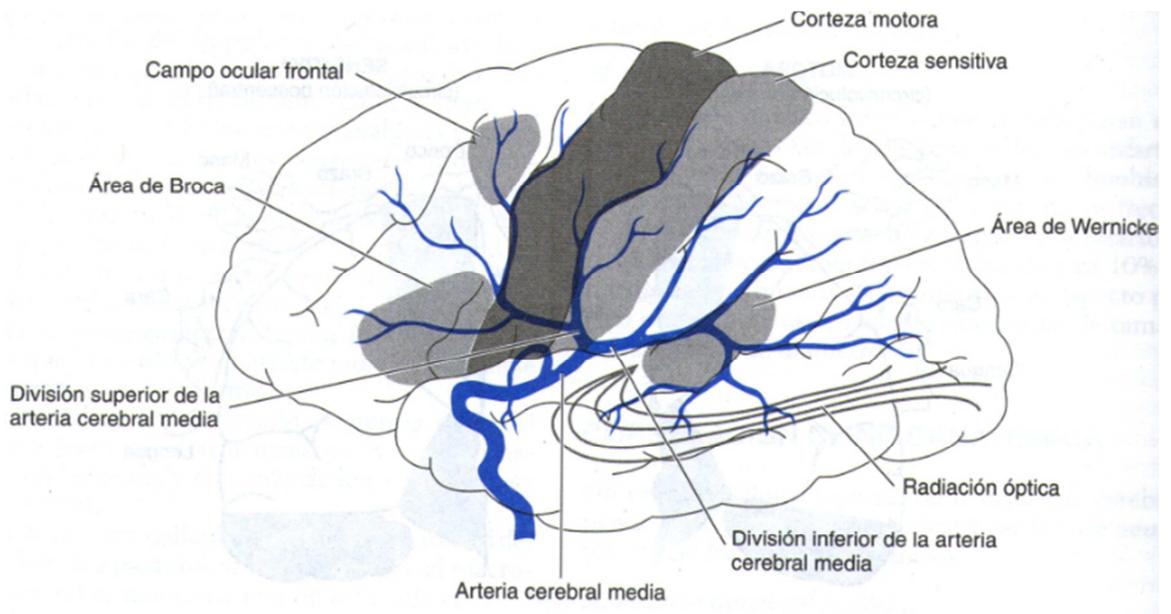


Figura 4. Bases anatómicas de los síndromes de la arteria cerebral media.



Después de un Ictus o Accidente cerebrovascular (A.C.V.), se produce la pérdida de movimiento de una mitad del cuerpo, completa (hemiplejia) o parcial (hemiparesia), producida por una lesión de una parte del cerebro.

La parte del cerebro lesionada es la que controla los músculos que mueven el brazo y la pierna del otro lado del cuerpo. A veces la lesión se produce en la parte del cerebro que gobierna el lenguaje (lado izquierdo del cerebro), en este caso puede haber dificultad para hablar o comunicarse.

Para enfrentarse con esta patología, junto con el tratamiento médico, la rehabilitación se ha demostrado importante para ayudar a su recuperación. Aunque puede ocurrir que al finalizar el periodo de rehabilitación, los enfermos permanezcan estabilizados con algunos déficit. Pudiendo persistir una pérdida de fuerza en un miembro superior, que puede dificultar la movilidad y manipulación con el mismo; o afectar al miembro inferior, que puede quedar paralizado, haciendo difícil o impidiendo la bipedestación o deambulación. El paciente y su acompañante deben afrontar esta situación en su domicilio para reintegrarse dentro de sus posibilidades a una vida útil.

1.2 MÚSCULO ESQUELETICO, CARDIACO Y LISO.³

La función del tejido muscular es la de producir movimiento y generar fuerza. La propiedad de producir movimiento, una de las más sorprendentes de la materia viviente, no es patrimonio exclusivo del músculo. Existe una gran variedad de células capaces de producirlo, como por ejemplo los movimientos de los glóbulos blancos, en su migración desde la sangre hacia los tejidos. En estos casos, la producción de movimiento es secundaria y está subordinada a otra función celular. En el músculo constituye, junto con la de generar fuerza, la función principal.

De acuerdo con su estructura, propiedades contráctiles y función, se distinguen tres tipos de músculo: el músculo esquelético, el cardiaco y el liso. Como propósito de la investigación, se concentra el interés en el músculo esquelético.

1.2.1 Músculo esquelético. Este tipo de músculo constituye el tejido más abundante del organismo y representa del 40 al 45% del peso corporal total. Los músculos esqueléticos se encuentran en su mayor parte unidos a los huesos del cuerpo y su contracción es la que origina los movimientos de las distintas partes del esqueleto, aunque también participan en otras actividades del organismo, tales como la liberación de orina y heces. La actividad del músculo esquelético está

³ HOUSAYY, Alberto C, Cingolani, Horacio E. Fisiología Humana. 7 Ed. Argentina: Editorial El Ateneo 2006,p.59

bajo el control del sistema nervioso somático y los movimientos que produce se relacionan principalmente con interacciones entre el organismo y el medio externo.

Estructura. El término músculo hace referencia a un conjunto de células musculares unidas por tejido conectivo. Cada célula muscular se denomina comúnmente fibra muscular en el músculo esquelético. Las fibras en el músculo esquelético son aproximadamente cilíndricas. Tiene un diámetro que varían entre 10 y 100µm y una longitud que va desde varios micrones hasta varios centímetros. Cada una de las fibras del músculo esquelético se comporta como una unidad funcional. Un músculo esquelético tiene entonces tantas unidades como fibras.

La célula muscular. Una célula muscular posee todos los elementos comunes a cualquier célula. Posee además diferenciaciones citoplasmáticas, las miofibrillas, que son adaptaciones morfológicas a la función específica del músculo, la contracción.

Aparato contráctil. El hecho más relevante de las células musculares es que presentan una sucesión de bandas transversales, dispuestas regularmente en forma alternada. Esta característica, que es propia del músculo esquelético y del cardíaco, le valió a estos dos tipos musculares el nombre de *músculos estriados*.⁴

Miofibrillas; filamentos de actina y miosina.⁵ Cada fibra muscular contiene varios cientos a varios miles de miofibrillas, que se representan mediante los muchos puntos claros de la imagen transversal de la Figura 5. Cada miofibrilla (Figura 5E y 5D) está formada por aproximadamente 1500 filamentos de miosina y 3000 filamentos de actina adyacentes entre sí, que son grandes moléculas proteicas polimerizadas responsables de la contracción muscular real. Estos filamentos se representan esquemáticamente en la figura 5, partes E a L. Los filamentos gruesos de los diagramas son miosina y los filamentos delgados son actina.

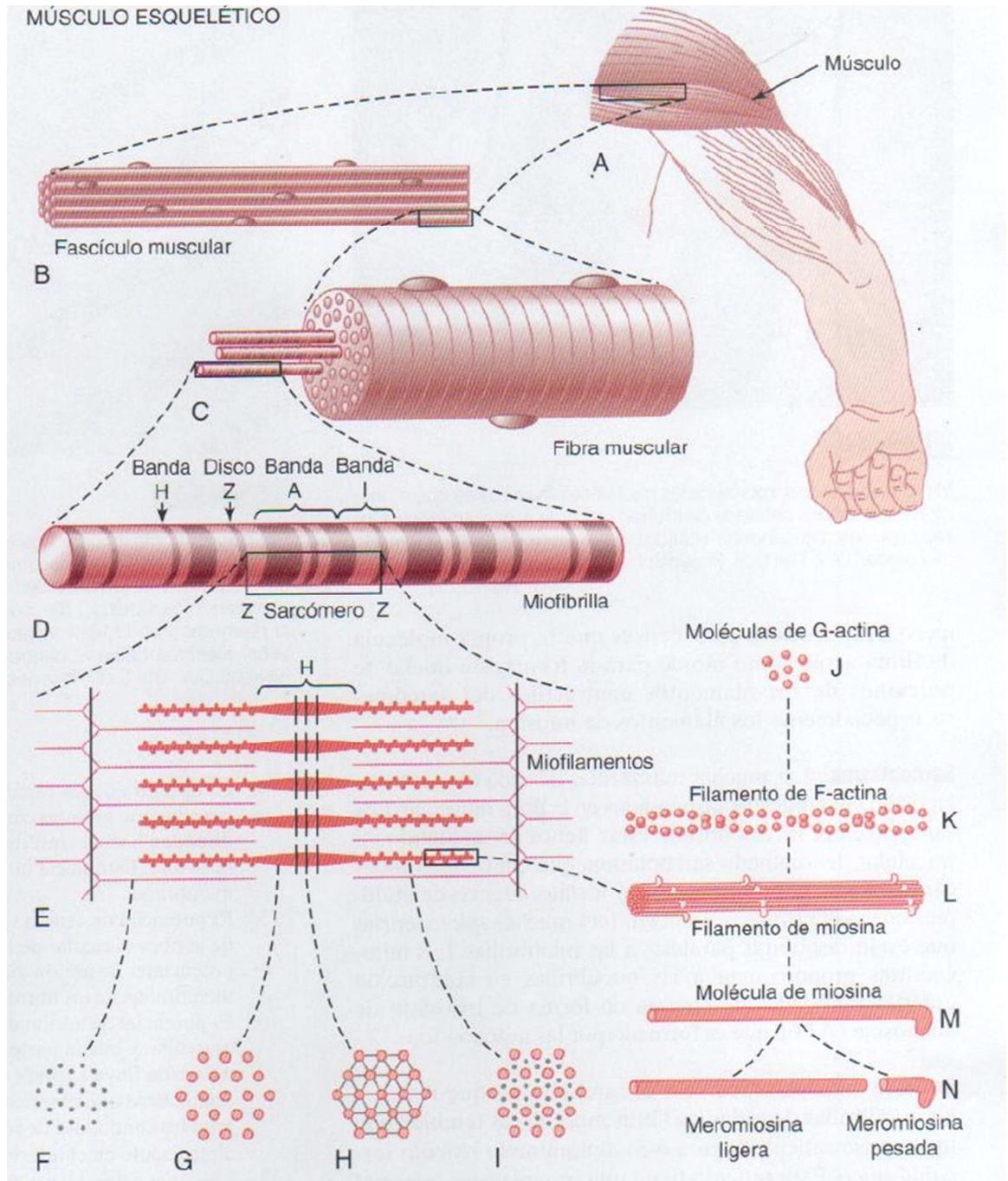
Obsérvese que en la figura 5(E) que los filamentos de miosina y actina se interdigitan parcialmente y de esta manera hacen que la miofibrillas tengan bandas claras y oscuras alternadas. Las bandas claras contienen solo filamentos de actina y se denominan bandas I porque son isótropas a la luz polarizada. Las bandas oscuras contienen filamentos de miosina, así como los extremos de los filamentos de actina en el punto en el que se superponen con la miosina, y se denominan bandas A porque son anisótropas a la luz polarizada. Obsérvese también las pequeñas proyecciones que se origina en los lados de los filamentos de miosina en la figura 5E y 5L, y que se denominan puentes cruzados. La

⁴ *Ibíd.*, p.61.

⁵ GUYTON, Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. 11a ed. Estados Unidos: Editorial Mosby. 2006, p.81

interacción entre estos puentes cruzados y los filamentos de actina produce la contracción.

Figura 5. Organización del músculo esquelético, desde el nivel macroscópico al nivel molecular. F, G h e I son cortes transversales a los niveles que se indican.



1.2.2 Mecanismo general de la contracción muscular.⁶ El inicio y la ejecución de la contracción muscular se producen en las siguientes etapas secuenciales.

1. Un potencial de acción viaja a lo largo de una fibra motora hasta sus terminales sobre las fibras musculares.
2. En cada terminal, el nervio secreta una pequeña cantidad de la sustancia neurotransmisora acetilcolina.
3. La acetilcolina actúa en una zona local de la membrana de la fibra muscular para abrir múltiples canales (activados por acetilcolina a través de moléculas proteicas que flotan en la membrana).
4. La apertura de los canales activados por acetilcolina permite que grandes cantidades de iones de sodio se difundan hacia el interior de la membrana de la fibra muscular. Esto inicia un potencial de acción en la membrana.
5. El potencial de acción viaja a lo largo de la membrana de la fibra muscular.
6. El potencial de acción despolariza la membrana muscular, y buena parte del potencial de acción fluye a través del centro de la fibra muscular, donde hace que el retículo sarcoplásmico libere grandes cantidades de iones calcio que se han almacenado en el interior de este retículo.
7. Los iones de calcio inician fuerzas de atracción entre los filamentos de actina y miosina, haciendo que se deslicen unos sobre otros en sentido longitudinal, lo que constituye el proceso contráctil.
8. Después de una fracción de segundo los iones calcio son bombeados de nuevo hacia el retículo sarcoplásmico por una bomba de Ca^{++} de la membrana y permanecen almacenados en el retículo hasta que llega un nuevo potencial de acción muscular; esta retirada de los iones calcio desde las miofibrillas hace que cese la contracción muscular.

Durante el pulso de calcio se produce la contracción muscular. Si la contracción debe mantenerse sin interrupciones durante intervalos prolongados, una serie continua de potenciales de acción repetidos debe iniciar una serie de pulsos de calcio.

1.2.3 Potenciales de membrana y potenciales de acción.⁷ Hay potenciales eléctricos a través de las membranas de prácticamente todas las células del cuerpo, además, algunas células, como las células nerviosas y musculares, son capaces de generar impulsos electroquímicos rápidamente cambiantes en sus membranas, y estos impulsos se utilizan para transmitir señales a través de las membranas de los nervios y de los músculos.

⁶ *Ibíd.*, p.74.

⁷ *Ibíd.*, p.58.

Potenciales de acción muscular.⁸ Algunos de los aspectos cuantitativos de los potenciales musculares son los siguientes:

- Potencial de membrana en reposo: aproximadamente de -80 a -90 mV en las fibras esqueléticas.
- Duración del potencial de acción: 1 a 5 ms en el músculo esquelético.
- Velocidad de conducción: 3 a 5 m/s.

1.3 ELECTROMIOGRAFÍA⁹

Puede registrarse el modelo de actividad eléctrica del músculo, o electromiograma (EMG), tanto en reposo como en actividad, mediante un electrodo de aguja insertado en el músculo o con un electrodo de superficie adherido a la piel. La naturaleza y el patrón de las anomalías dependen de los trastornos, a diferentes niveles, de la unidad motora.

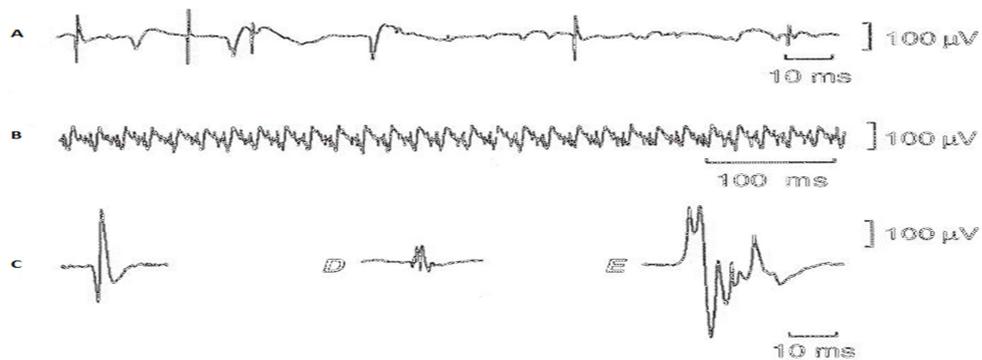
Por lo regular, el músculo en estado de relajación es eléctricamente silencioso, excepto en la región de la placa terminal, pero se produce actividad anómala espontánea, figura 6, en varios trastornos neuromusculares, especialmente en los asociados con desnervación o con alteraciones inflamatorias del músculo afectado.

La contracción muscular voluntaria de intensidad leve provoca la activación de una pequeña cantidad de unidades motoras. Se registrarán los potenciales generados por cualquier fibra muscular de esas unidades que esté dentro del alcance del electrodo (Figura 6). Los parámetros de los potenciales de acción normales de la unidad motora dependen del músculo estudiado y de la edad del paciente, pero su duración normal es de 5 a 15 ms, la amplitud de 200 μ V a 2 mV y la mayor parte son bifásicos o trifásicos. El número de unidades activadas depende del grado de la actividad voluntaria. Un aumento de la contracción muscular se asocia a un aumento del número de unidades motoras activadas (reclutadas) y de la frecuencia con la que descargan. Con una contracción completa se activan normalmente tantas unidades motoras que ya no se pueden distinguir los potenciales de acción de la unidad motora individual y se dice que se produce un patrón de interferencia completa.

⁸ *Ibíd.*, p.89

⁹ DENNIS L. Kasper, Eugene Braunwald, Anthony S. Fauci, Stephen L. Hauser, Dan L. Longo, J. Larry Jameson, y Kurt J. Isselbacher, Eds. HARRISON Principios de Medicina Ingerna, 16a Ed. Mexico: McGraw Hill

Figura 6. Actividad registrada durante la EMG. **A.** Potenciales de fibrilación espontánea y ondas positivas con picos. **B.** Descargas repetitivas complejas registradas en un músculo parcialmente desnervado, en reposo. **C.** Potencial de acción de unidad motora trifásico, normal. **D.** Pequeño potencial polifásico de unidad motora de breve duración, como el que se encuentra con frecuencia en trastornos miopáticos. **E.** Potencial de acción de unidad motora polifásico, de larga duración, como el que se puede observar en trastornos neuropáticos.



El silencio eléctrico es característico de la contracción muscular involuntaria mantenida que se produce en la deficiencia de fosforilasa, que se designa como contractura.

El EMG permite detectar trastornos de las unidades motoras y clasificarlos como neurógenos o miopáticos. En los trastornos neurógenos, el patrón de los músculos afectados puede localizar la lesión en las células del asta anterior o en un sitio específico, ya que los axones atraviesan una raíz nerviosa, el plexo de una extremidad y un nervio periférico hasta sus ramificaciones terminales. Sin embargo, los hallazgos no permiten hacer un diagnóstico etiológico específico, excepto en unión con los hallazgos clínicos y con los resultados de otras pruebas de laboratorio.

Los hallazgos pueden proporcionar una orientación sobre la gravedad de un trastorno agudo de un nervio periférico o craneal (indicando si se ha producido desnervación y lo completo de la lesión) y si el proceso patológico es activo o progresivo en enfermedades crónicas o degenerativas, como la esclerosis lateral amiotrófica. Esa información es importante con fines pronósticos.

1.3.1 EMG de superficie.¹⁰ Como se había dicho antes, la señal llamada electromiograma (EMG) puede medirse mediante la aplicación de elementos conductores o electrodos en la superficie de la piel, o invasiva en el músculo. El EMG de superficie es el método común de medida, ya que no es invasivo y puede

¹⁰ DAY, SCOTT, Important Factors in Surface EMG Measurement PDF [Online]. Bortec Biomedical Ltd.

ser llevado a cabo por otro personal que no sea un Médico, con un riesgo mínimo. La amplitud de la señal EMG varía de μV hasta pocos mV . La amplitud, el tiempo y la frecuencia de la señal son dependientes de factores como:

- El tiempo y la intensidad de la contracción muscular.
- La distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular.
- Las propiedades de la piel (por ejemplo el espesor y el tejido adiposo).
- Las propiedades del electrodo y el amplificador.
- La calidad del contacto entre la piel y el electrodo.

Normativa SENIAM.¹¹ El proyecto SENIAM, en inglés: Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (electromiografía de superficie para la evaluación no invasiva de los músculos) es un acuerdo europeo en salud e investigación biomédica de la Unión Europea.

El proyecto SENIAM ha elaborado para las recomendaciones para los electrodos, los procedimientos de colocación de los mismos y los métodos de procesamiento de las señales de superficie EMG, un conjunto de modelos de simulación para la educación y las pruebas, un conjunto de señales de prueba, ocho libros, publicaciones y una red europea de SEMG: el club SENIAM.

Importancia de la impedancia piel-electrodo.¹² El acoplo de la impedancia es un factor crítico para la confiabilidad de las mediciones EMG. Los modernos diseños de pre-amplificación (impedancia de entrada alta) han reducido la importancia de medir EMG con un bajo nivel de impedancia electrodo-piel. Si bien el valor absoluto de la impedancia de los músculos no es un factor crítico, la estabilidad de esta a través del tiempo y la impedancia entre las posiciones de los electrodos tienen un efecto considerable sobre la relación señal / ruido de la señal EMG medida.

El acoplo de impedancia entre las posiciones de los electrodos es importante para minimizar las componentes del ruido. La impedancia de cada posición no tiene que ser perfectamente balanceada, sin embargo, estas deberían ser relativamente parecidas. El nivel de acoplo de impedancias depende de las propiedades del amplificador diferencial utilizado. La impedancia determina los rangos de energía de la señal eléctrica medida por cada posición del electrodo.

¹¹ SENIAM, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. < <http://seniam.org/> >

¹² DAY, SCOTT, Important Factors in Surface EMG Measurement PDF [Online]. Bortec Biomedical Ltd.

Preparación de la piel. La interfaz electrodo-piel genera un voltaje DC de offset, generalmente provocado por un incremento en de impedancia de la capa externa de la piel, incluyendo partes de tejido muerto y secreciones de grasa. Este nivel de DC, común a todos los electrodos puede ser minimizado con una adecuada preparación de la piel. De hecho, la calidad del contacto reduce en un factor de 10 con una buena preparación de la piel.

Interferencia. Es importante señalar que una señal EMG no siempre es una representación propia de la actividad eléctrica del músculo sobre el cual se ha posicionado el electrodo. Para músculos pequeños, los electrodos pueden registrar la actividad de uno o más músculos vecinos y sus señales pueden interferir con la señal EMG del músculo deseado.

La distancia para una medición efectiva del electrodo es aproximadamente el radio del mismo donde la amplitud de las componentes es mayor que la desviación estándar de la señal de ruido. La amplitud de la señal EMG se reduce exponencialmente con un incremento en la distancia de los electrodos. Esto se debe al hecho de que las fibras musculares, grasa subcutánea y la piel son anisotrópicas (La **anisotropía** (opuesta de isotropía) es la propiedad general de la materia según la cual determinadas propiedades físicas, tales como: elasticidad, temperatura, conductividad, velocidad de propagación de la luz, etc. varían según la dirección en que son examinadas. Algo *anisótropo* podrá presentar diferentes características según la dirección¹³) y actúan como un filtro espacial pasabajas, donde un incremento en la distancia entre las fibras musculares y el electrodo incrementa el efecto del filtro. Efectivamente esto significa que la señal será menos medible entre más distancia exista entre las fuentes de electricidad.

Tipos de electrodos.¹⁴ Comúnmente se utilizan dos tipos de electrodos de superficie:

- Electrodos secos en contacto directo con la piel.
- Electrodos con gel que utilizan un gel electrolítico como una interfaz química entre la piel y la parte metálica del electrodo.

Electrodos secos. Los electrodos secos son principalmente utilizados en aplicaciones donde la geometría o tamaño del electrodo no permite gel. Electrodos en barra, y arreglos de electrodos son ejemplos de electrodos secos. Con los electrodos secos es común tener un circuito preamplificador cerca al electrodo,

¹³ ANISOTROPIA, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet.

< <http://es.wikipedia.org/wiki/Anisotrop%C3%ADa>>

¹⁴ DAY, SCOTT, Important Factors in Surface EMG Measurement PDF [Online]. Bortec Biomedical Ltd.

debido a la gran impedancia entre la piel y el electrodo asociada a los electrodos secos. Debido a que los electrodos secos son más pesados (típicamente > 20g) que los electrodos con gel (típicamente < 1g), es más difícil mantener la fijación del electrodo a la piel comparado con los electrodos con gel.

Electrodos con Gel. Los electrodos con gel utilizan un gel electrolítico como interface química entre la piel y la parte metálica del electrodo. Las reacciones químicas de oxidación y reducción toman lugar en la región de contacto entre la superficie metálica y el gel. El compuesto plata - cloruro de plata (Ag – AgCl) es el más común para la parte metálica de los electrodos con gel y es el tipo de compuesto que recomienda SENIAM. La capa de cloruro de plata permite que la corriente emitida por el músculo pase más libremente a través de la juntura entre el gel electrolítico y el electrodo. Esto introduce menos ruido eléctrico en la medida comparado con los equivalentes electrodos metálicos (Ag). Debido a esto, los electrodos de Ag – AgCl son usados en más del 80% de las aplicaciones de EMG de superficie.

Ubicación de los electrodos. La señal EMG provee información de la actividad eléctrica del músculo durante la contracción. La actividad eléctrica es completamente dependiente de la ubicación del electrodo sobre el músculo de interés. La ubicación de este determina la señal eléctrica adquirida del músculo, por lo que es importante en las medidas EMG ser consistente en la ubicación de los electrodos para un rango de toma consecutiva. Cuando se determina la posición del electrodo, el uso de las directrices de la iniciativa internacional SENIAM es muy recomendable.

La ubicación del electrodo es definida como la posición de dos ubicaciones bipolares sobre el músculo en relación a una línea entre dos puntos de referencia anatómicos. El objetivo de la ubicación del electrodo es lograr una ubicación donde una buena y estable señal de superficie EMG pueda ser obtenida. Existen dos estrategias generales para la ubicación de los electrodos. Desde la superficie de la piel el electrodo puede ser arreglado longitudinalmente con respecto a lo largo del eje del músculo o transversal, perpendicular a lo largo del eje.

Longitudinal. La recomendación es colocar un arreglo de electrodos bipolares a medio camino de la línea media del músculo y en la zona distal del tendón. El objetivo es evitar que el electrodo cubra la zona de inervación o el tendón durante todo el rango de movimiento.

Transversal. La recomendación es ubicar un arreglo de electrodos bipolares sobre el músculo de tal manera que cada electrodo este lejos de los límites de la zona de registro de los músculos de interés. Esto se puede realizar ubicando estos sensores en los compartimentos de un músculo grande y los músculos vecinos subyacentes de la zona del electrodo. Normalmente, esto significa que la línea

entre los centros de los electrodos sea más o menos paralela al eje longitudinal del músculo.

1.3.2 Acondicionamiento de la señal y amplificación.¹⁵ Los nuevos y modernos procesos de amplificación diferencial en electrónica han permitido una medición de las señales EMG de bajo ruido y alta fidelidad de la señal. Con la amplificación diferencial, ahora es posible medir completamente el ancho de banda de la señal EMG. Los rangos típicos de frecuencias para la banda de paso vienen desde 10 a 20 Hz (filtro pasa altas) hasta entre 500 y 1000Hz. (filtro pasa bajas). El filtro pasa altas es necesario porque las alteraciones del movimiento están conformadas generalmente por componentes de baja frecuencia (típicamente 10 Hz). Los filtros pasa bajas están destinados a remover componentes de alta frecuencia para evitar posibles aliasing en la señal.

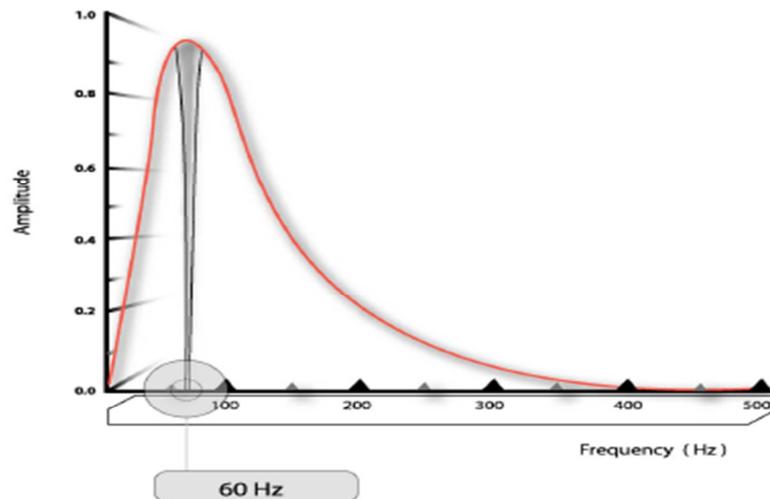
En el pasado era común remover las componentes de ruido de la línea de energía AC (entre 50y 60 Hz), utilizando un filtro Notch. Existen problemas con este filtro porque las señales EMG tienen una gran cantidad de contribuciones cerca de estas frecuencias. El resultado de la aplicación de un filtro Notch es la perdida de información de la señal EMG muy importante, de tal forma que estos filtros deben ser evitados como regla general.

La amplificación también es necesaria para optimizar la obtención o digitalización de la información. Los amplificadores de alta calidad tienen ganancias ajustables entre al menos, 100 y 10000 para maximizar la relación señal a ruido de la señal EMG durante cada registro. Este rango de ganancias provee un intervalo de amplificación suficiente para las señales EMG de superficie las cuales pueden estar en el rango de 0 a 6mV pico a pico.

La calidad de la señal EMG, en parte, depende de las características del proceso de amplificación. Aunque puede haber varias etapas de amplificación, la más importante es la pre-amplificación. Esta implica la primera etapa de amplificación que encierra a la señal. Existen varios parámetros importantes a tener en cuenta en el acondicionamiento de la señal pre-amplificada.

¹⁵ Ibid., p.11

Figura 7. Representación Esquemática del espectro de potencia de una señal EMG típica. El área marcada indica la información perdida cuando un filtro notch es utilizado, en este caso para eliminar los 60 Hz de la componente de ruido de la fuente de energía AC.



Propiedades de un pre-amplificador ideal. Hay varias propiedades importantes a considerar en un pre-amplificador.

- Alta relación de rechazo en modo común.
- Alta impedancia de entrada.
- Distancia corta a la señal de entrada.
- Fuerte supresión de señal DC.

Relación de rechazo de modo común para un buen funcionamiento. El arreglo bipolar de electrodos es utilizado con un amplificador diferencial, cuya función es eliminar las señales comunes entre ambos electrodos. Esencialmente, la amplificación diferencial sustrae el voltaje de un electrodo y otro y luego amplifica la diferencia. Las señales relacionadas y comunes a ambos electrodos como por ejemplo fuentes de energía, dispositivos electromagnéticos y señales EMG de músculos distantes se suprimen.

Impedancia de entrada. Es muy importante que el pre-amplificador tenga una alta impedancia de entrada. La impedancia de entrada típica es menor de 50k Ω con electrodos con gel y una apropiada preparación de la piel. Para medir un voltaje con precisión, la resistencia de entrada del aparato de medida debe ser considerablemente alta en comparación a la impedancia de entrada de la piel. Si

no es así, la señal será atenuada y distorsionada debido a los efectos de tener una carga a la entrada.

Para registros con electrodos con gel una impedancia de entrada de decimos de $M\Omega$ es suficiente.

Distancia de la fuente de la señal. Un inconveniente con una alta impedancia de entrada es que el ruido de la línea de energía, el ruido de RF (radiofrecuencia) y las alteraciones en el movimiento son introducidos en los cables como un acople capacitivo: cuanto mayor es la impedancia de entrada del pre-amplificador, mayor será el impacto del ruido y las alteraciones en el movimiento en los cables conductores. Es decir, con mayor longitud de los cables, habrá aumento de capacitancia parasita y por lo tanto el ruido aumenta.

Para registros con electrodos con gel con baja impedancia electrodo-piel, estos efectos son mínimos, siempre que exista una longitud corta entre el electrodo y el pre-amplificador.

Supresión de la señal DC. Es importante que el pre-amplificador tenga una fuerte supresión de los niveles de DC. Existen componentes de DC provocados por factores que involucran la impedancia de la piel y las reacciones químicas entre la piel y el electrodo con gel. Cualquier diferencia en el nivel de DC medida en cada electrodo será amplificada, lo cual puede encadenar una inestabilidad en el pre-amplificador o una saturación. Tal inestabilidad frecuentemente se relaciona como una perturbación en modo común.

1.4 LA MANO.¹⁶

La mano (figura 8) es la región de la extremidad superior distal a la articulación de la muñeca. Se subdivide en tres partes:

- Muñeca
- Metacarpo
- Dedos (cinco dedos, entre los que se incluye el pulgar).

Los cinco dedos son el pulgar, en posición lateral, y los cuatro dedos mediales a este: índice, medio, anular y meñique.

¹⁶ DRAKE, Richard L. Vogl, Wayne. Mitchel, Adam. GRAY Anatomía para estudiantes. Versión en español de la 1 ed en Ingles *Anatomy for students*. España: Editorial ELSIEVER, 2005.p.707.

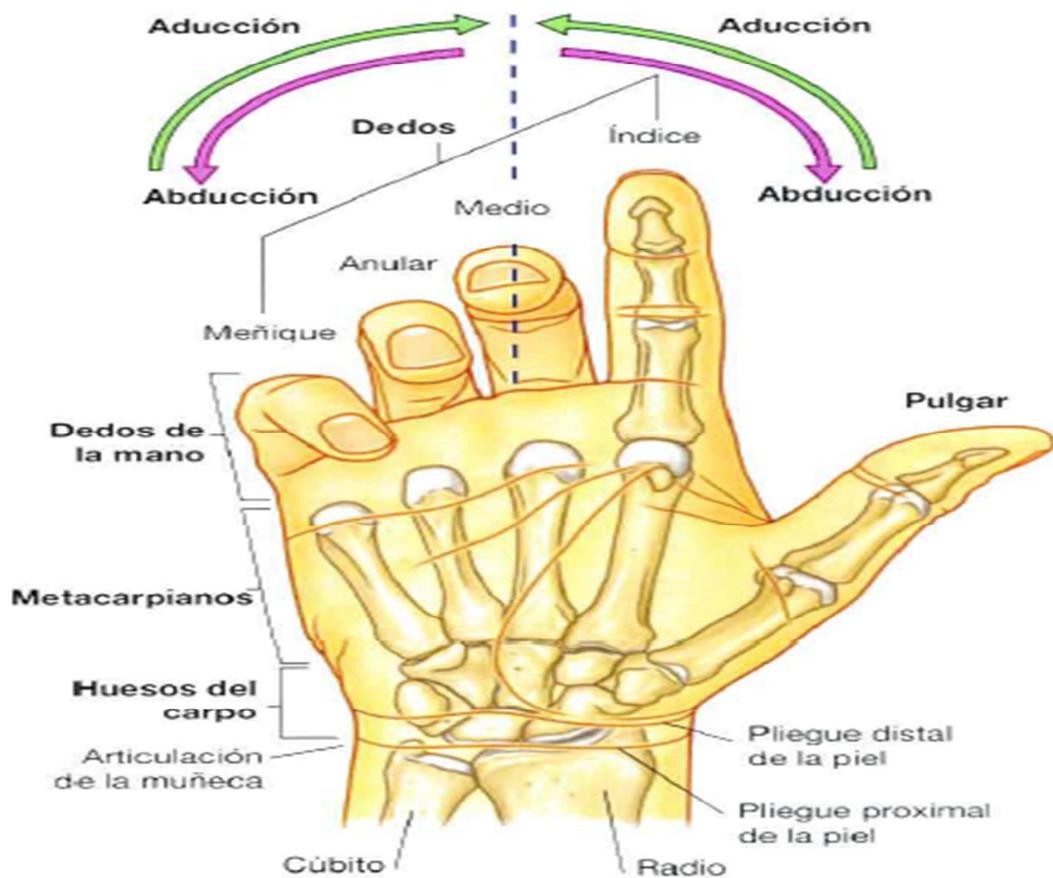
En la posición de reposo, los dedos firman una arcada, debido a su flexión. El meñique está más flexionado y el índice es el que menos flexionado se encuentra. En la posición anatómica, los dedos están extendidos.

La mano tiene una superficie anterior (palma) y una superficie dorsal (dorso de la mano).

La abducción y la aducción de los dedos se definen respecto de un eje longitudinal que pasa por el dedo medio. (Figura 8)

La mano es una herramienta mecánica y sensitiva. Muchas de las características de la extremidad superior tienen como función facilitar que la mano se disponga en diferentes posiciones en el espacio.

Figura 8. Mano. Los dedos se muestran en la posición normal de reposo, formando un arco debido a su flexión. En la posición anatómica, los dedos se encuentran extendidos y aducidos.



1.4.1 La mano como herramienta sensitiva.¹⁷ La mano se utiliza para distinguir los objetos en función del tacto. Las yemas de la cara palmar de los dedos contienen una gran densidad de receptores sensitivos somáticos. Además, la corteza sensitiva del cerebro encargada de interpretar la información procedente de la mano, en especial del pulgar, ocupa una extensión muy grande en relación a la de otras regiones cutáneas.

1.4.2 La mano como herramienta mecánica. Una de las principales funciones de la mano es agarrar y manipular objetos. Para agarrar objetos se suele necesitar flexionar los dedos enfrentándolos al pulgar, dependiendo del tipo de objeto que se vaya a manipular, los músculos de la mano actúan:

- Modificando la acción de los tendones largos, que llegan desde el antebrazo y se inserta en los dedos de la mano.
- Combinando los movimientos de las articulaciones de cada dedo que no se pueden realizar solamente mediante los tendones del flexor y extensor largo que vienen desde el antebrazo.

1.4.3 Huesos.¹⁸ En la mano hay tres grupos de huesos:

- Los ocho huesos del carpo, que constituyen los huesos de la muñeca.
- Los cinco metacarpianos (I a V), que son los huesos del metacarpo.
- Las falanges, que son los huesos de los dedos. El pulgar tiene solo dos falanges, mientras que el resto de los dedos tiene tres.

Los huesos del carpo y los metacarpianos de los dedos índice, medio, anular y meñique (II a V metacarpianos) tienden a actuar como una unidad y constituyen la mayor parte del esqueleto óseo de la palma. El metacarpiano del pulgar funciona de forma independiente y tiene más flexibilidad en la articulación carpometacarpiana para conseguir la oposición del pulgar a los otros dedos.

Huesos del carpo. Los pequeños huesos del carpo de la muñeca se disponen en dos filas, una proximal y una distal, cada una formada por cuatro huesos (Figura 9).

Fila proximal. De lateral a medial, y vista desde la parte anterior, la fila próxima de huesos está formada por:

- El escafoides, con forma de barco.

¹⁷ *Ibíd.*, p.612.

¹⁸ *Ibíd.*, p.708.

- El semilunar, que tiene forma de media luna.
- El piramidal, que tiene tres caras.
- El pisiforme, con forma de guisante (Figura 9).

Fila distal. De lateral a medial y vista desde la parte anterior, la fila distal de los huesos del carpo está formada por:

- El trapecio, de forma irregular, con cuatro lados.
- El trapezoide, de cuatro lados.
- El grande, que tiene una cabeza.
- El ganchoso, que posee un gancho (apófisis unciforme) (Figura 8).

Metacarpianos. Cada uno de los metacarpianos se relaciona con un dedo:

- El I metacarpiano se relaciona con el pulgar.
- Los metacarpianos II a V lo hacen con el índice, el dedo medio, el anular y el meñique, respectivamente (Figura 9).

Cada metacarpiano está formado por una base, un cuerpo y una cabeza, situada distalmente.

Las bases de todos los metacarpianos se articulan con los huesos del carpo; además, las bases de los huesos metacarpianos de los dedos se articulan entre sí.

Las cabezas de todos los metacarpianos se articulan con las falanges proximales de los dedos. Cuando estos se flexionan, las cabezas de los metacarpianos forman los nudillos en la superficie dorsal de la mano.

Falanges. Las falanges son los huesos de los dedos (Figura 9).

- El pulgar tiene dos falanges: proximal y distal.
- El resto de los dedos tiene tres: las falanges proximal, media y distal.

Cada una de las falanges tiene una base, un cuerpo y una cabeza, situada distalmente.

La base de la falange proximal se articula con la cabeza del hueso metacarpiano correspondiente.

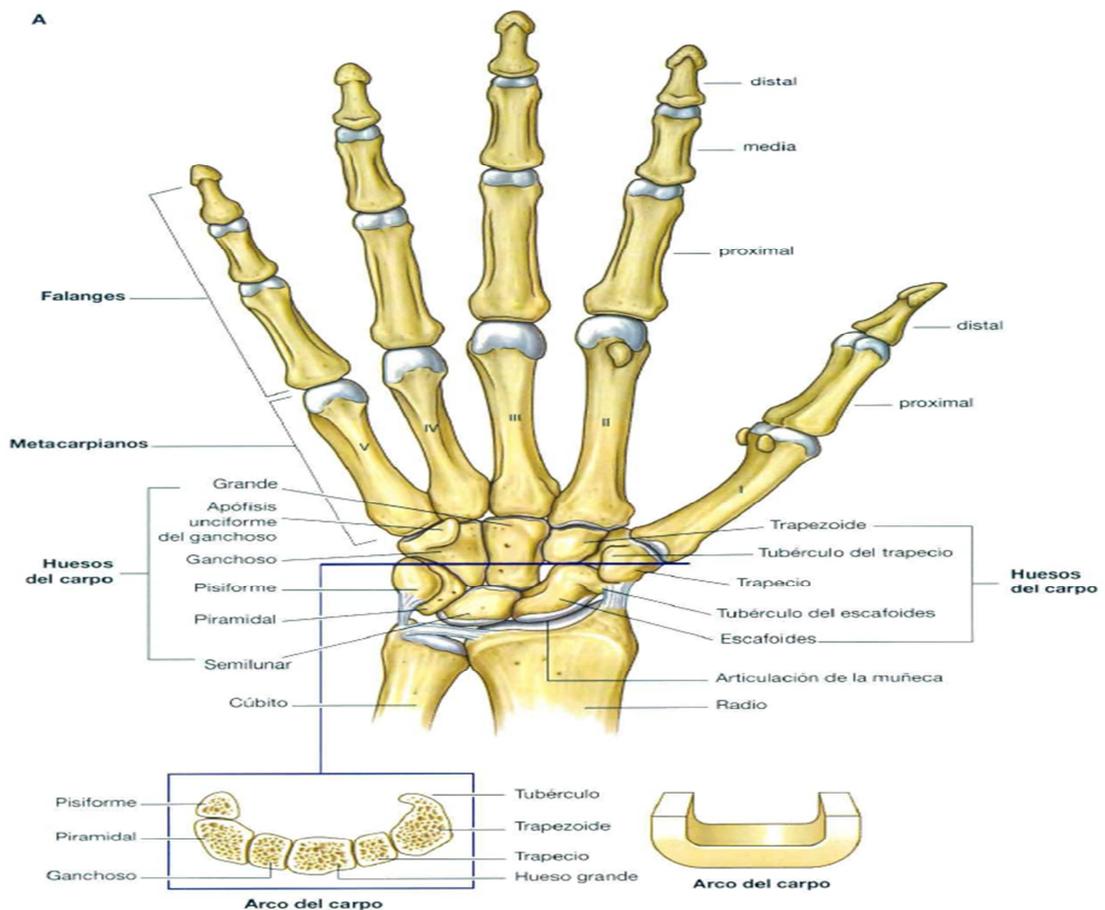
La cabeza de la falange distal no se articula y se apilan formando una tuberosidad distal con forma de media luna que se ubica bajo la almohadilla palmar del extremo del dedo.

1.4.4 Biomecánica de la mano¹⁹

Facultad de presión de la mano. Esta facultad de prensión, la mano del hombre la debe su arquitectura que le permite tanto una amplia apertura, como un cierre sobre si misma o en torno a un objeto.

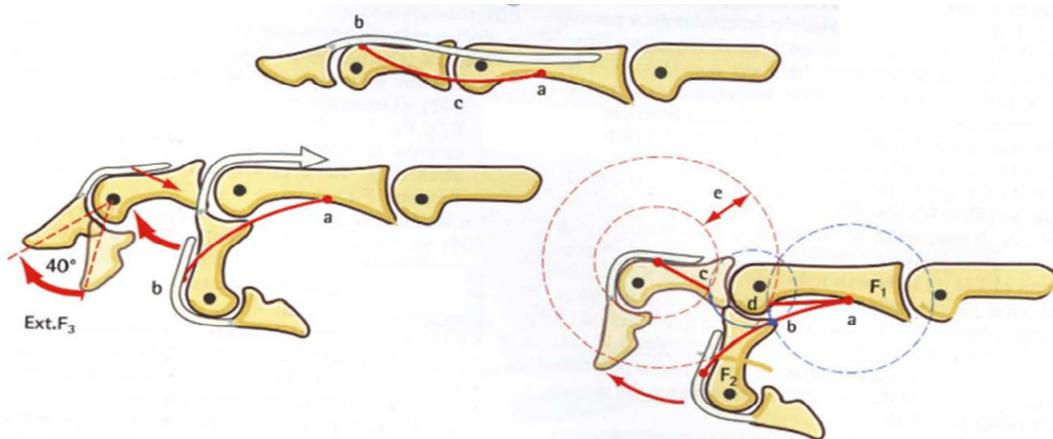
La extensión de los dedos. La extensión de los dedos se debe a la acción combinada del músculo extensor de los dedos, del músculo interóseo, de los músculos lumbricales, e incluso, en cierta medida, del músculo flexor superficial de los dedos, todos estos músculos intervienen en los nexos de sinergia-antagonismo, variables según la posición de la articulación metacarpofalángica y de la muñeca. Se añade la acción totalmente pasiva del ligamento retinacular, que coordina la extensión de las dos últimas falanges.

Figura 9. Huesos de la mano.



¹⁹ KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular Tomo 1. 6 Ed. México: Editorial Médica Panamericana. 2006. p.198.

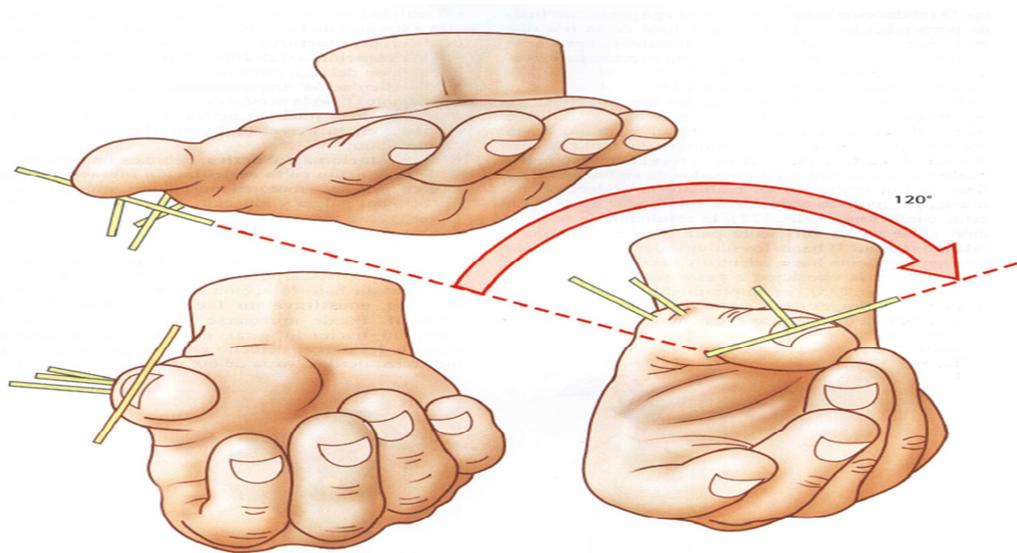
Figura 10. Extensión de los dedos



La oposición del pulgar. La oposición del pulgar es la facultad para desplazar la yema del pulgar para contactar con él las yemas del resto de los cuatro dedos para realizar lo que se ha venido a considerar la pinza pulgodigital: este movimiento representa lo esencial del valor funcional de la mano; su pérdida conlleva la práctica inutilidad de la mano, hasta el punto de que se realizan complejas intervenciones quirúrgicas con el objetivo de restaurar la citada pinza partiendo de los elementos restantes: operación de pulgarización de un dedo. En el movimiento de oposición, el pulgar acude al encuentro de otro dedo, el dedo índice con mayor frecuencia. Esta acción es la suma de tres componentes elementales:

- La ante pulsión del primer metacarpiano y, de forma accesoria, de la primera falange.
- La aducción del primer metacarpiano y la inclinación lateral de la primera falange sobre el metacarpiano hacia su borde radial; estas acciones son más acusadas cuanto la oposición se efectúa con un dedo más interno. Por lo tanto, son máximas en la oposición pulgar-dedo meñique.
- La rotación longitudinal del metacarpiano y de la primera falange en sentido de la pronación.
- Los dos primeros componentes están bajo dependencia de la acción combinada del músculo abductor largo del pulgar y de los músculos del grupo tenar externo.

Figura 11. Oposición del pulgar.



Abducción y aducción del pulgar.²⁰ La abducción del pulgar refleja en gran parte el movimiento de la articulación carpometacarpiana. Puede medirse por el ángulo que forman los metacarpianos del pulgar y el índice en los planos palmar y radial, Figura 12. La aducción del pulgar es el movimiento contrario al de la abducción radial. Este movimiento concreto no suele medirse, sino que se incorpora en la evaluación de la oposición del pulgar.

1.5 AMPLIFICADORES OPERACIONALES.²¹

Un amplificador operacional, es un amplificador diferencial de muy alta ganancia que posee alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida. Por lo general, el amplificador operacional se utiliza para proporcionar cambios en la amplitud de voltaje (amplitud y polaridad), en osciladores, circuitos de filtro y muchos tipos de circuitos de instrumentación.

1.5.1 Entrada de terminal doble (diferencial). En la figura 13 se muestra una aplicación de una señal de entrada V_d entre las dos terminales de entrada (recuerde que ninguna de las señales se conecta a tierra), lo que da por resultado

²⁰ GARCIA, Emilio. El pulgar PDF [Online].

www.traumazaragoza.com

²¹ BOYLESTAD, Robert. Electrónica: Teoría de Circuitos y dispositivos electrónicos. 8 Ed. México: Pearson Education, 2003, p.675.676.

una salida amplificada en fase con la amplificada entre las entradas de signo positivo y signo negativo.

Figura 12 (Izq.). ABDUCCIÓN DEL PULGAR: POSICIÓN DE PARTIDA CERO. La abducción palmar es el movimiento del pulgar en el plano perpendicular al plano de la palma de la mano. **(Der.)** ABDUCCIÓN RADIAL. Movimiento del pulgar paralelo al plano de la palma de la mano y alejándose del lado radial de la misma. La abducción palmar suele ser mayor que la abducción radial.

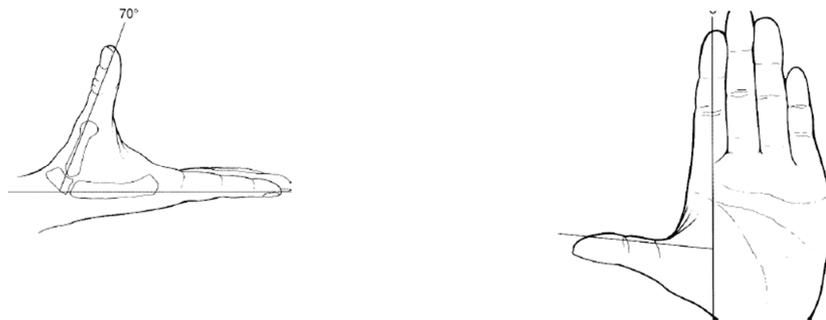
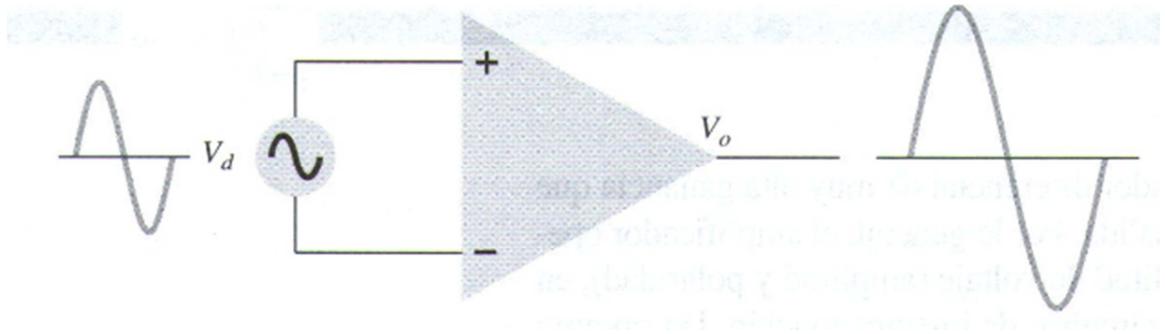


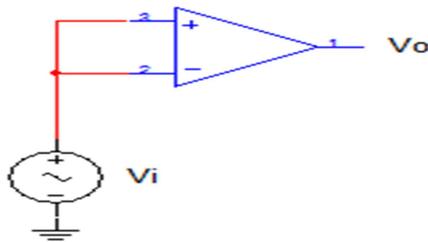
Figura 13. Entrada diferencial.



1.5.2 Operación en modo común.²² Cuando se aplican las mismas señales de entradas sobre ambas entradas, se obtiene la operación en modo común, como se muestra en la figura 14. De forma ideal, las dos entradas son igualmente amplificadas y debido a que ocasionan señales con polaridad opuesta en la salida, estas señales se cancelan, lo que da por resultado una salida de 0V. De forma práctica, se obtendrá una señal pequeña de salida.

²² *Ibíd.*, p.677.

Figura 14. Operación en modo común.



1.5.3 Rechazo en modo común. Una característica importante de una conexión diferencial es que las señales que son opuestas en las entradas, son altamente amplificadas, mientras que aquellas que son comunes a las dos entradas, son solo ligeramente amplificadas; la operación general es que se amplificará la señal diferencial, mientras que se rechazará la señal común a las dos entradas. Dado que el ruido es por lo general común a ambas entradas, la conexión diferencial tiende a ofrecer atenuación de esa entrada no deseada, mientras que ofrece una salida amplificada de la señal diferencia aplicada a las entradas.

Si se conocen la ganancia diferencial del amplificador (A_d) y la ganancia en modo común (A_c), es posible calcular un valor para la relación de rechazo de modo común (CMRR), la cual se define por la siguiente ecuación:

$$\text{CMRR} = \frac{A_d}{A_c} \quad (1-1)$$

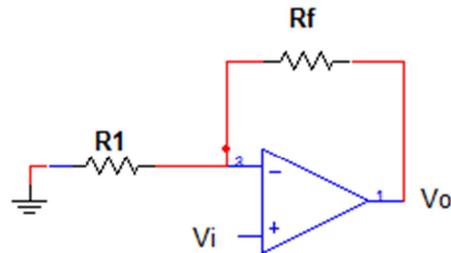
1.5.4 Circuitos prácticos con amplificadores operacionales.²³ Es posible conectar el amplificador operacional en un gran número de circuitos para proporcionar diversas características de operación.

Amplificador no Inversor. La conexión de la figura 15, muestra un circuito que funciona como un amplificador no inversor o multiplicador de ganancia constante. Para determinar la ganancia de voltaje del circuito, se puede utilizar la representación equivalente que se muestra en la ecuación 1-2, observe que el voltaje a través de R_1 es V_1 dado que $V_i \approx 0$ V. Este debe ser igual al voltaje de salida, a través de un divisor de voltaje de R_1 y R_f , de forma que:

$$V_o = V_1 \left(\frac{R_1 + R_f}{R_1} \right) \quad (1-2)$$

²³ Ibíd., p.685,686.

Figura 15. Amplificador no Inversor.



1.6 FILTROS ACTIVOS.²⁴

Un filtro es un circuito que procesa señales sobre una base que depende de la frecuencia. La manera en que su comportamiento varía con la frecuencia se llama respuesta a la frecuencia y se expresa en términos de la **función de transferencia**, donde es la *frecuencia angular*, en radianes por segundo (rad/s), y j es la *unidad imaginaria* ($j^2 = -1$). Esta respuesta se conoce mejor como la *magnitud* de la respuesta y la respuesta de fase, que dan, respectivamente, la ganancia y cambio de fase que experimente una señal alterna que pasa a través del filtro.

Los filtros pueden construirse exclusivamente a partir de resistores, inductores y capacitores (filtros RLC), los cuales son componentes pasivos. Sin embargo, con el concepto de retroalimentación, fue notorio que al incorporar un amplificador en un circuito de filtrado era posible obtener cualquier respuesta, pero sin el uso de inductores. Un filtro activo funcionara en forma adecuada solo en el grado en que lo haga el amplificador operacional. La limitante más seria de los amplificadores operacionales es la ganancia de lazo abierto que varía con la frecuencia.

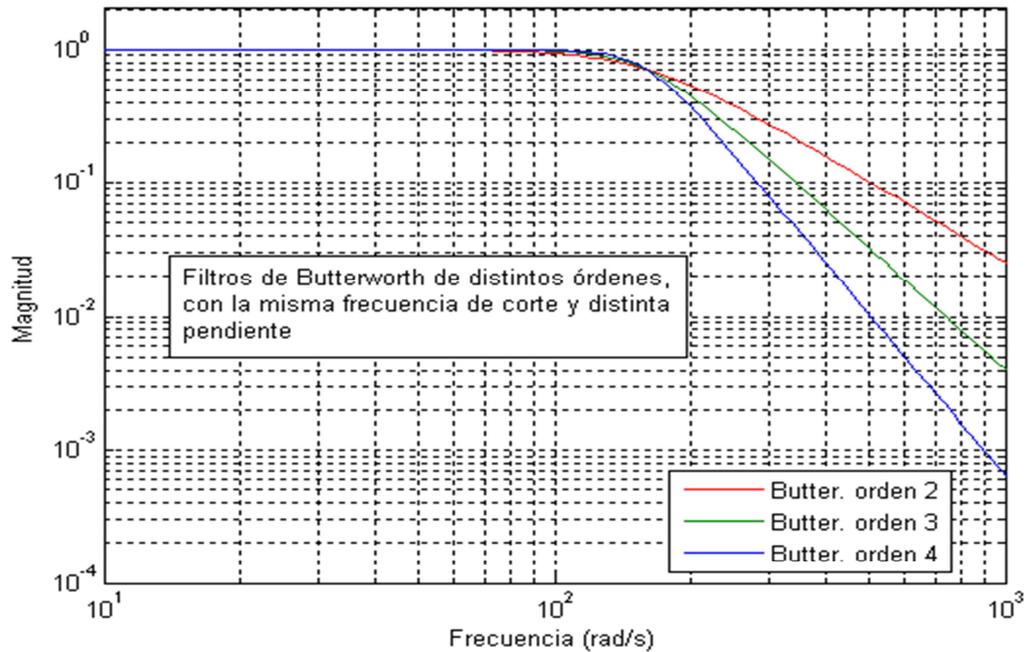
1.6.1 Orden de un filtro.²⁵ El orden de un filtro describe el grado de aceptación o rechazo de frecuencias por arriba o por debajo, de la respectiva frecuencia de corte. Un filtro de primer orden, cuya frecuencia de corte sea igual a (F) , presentará una atenuación de 6 dB en la primera octava ($2F$), 12 dB en la segunda octava ($4F$), 18 dB en la tercera octava ($8F$) y así sucesivamente. Uno de segundo orden tendría el doble de pendiente (representado en escala logarítmica). Esto se

²⁴ FRANCO, Sergio. Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos. 3 Ed. México: McGraw-Hill Interamericana, 2004, p.111.

²⁵ FILTRO ELECTRONICO, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. <http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_electr%C3%B3nico>

relaciona con los polos y ceros: los polos hacen que la pendiente baje con 20 dB por década y los ceros que suba también con 20 dB por década, de esta forma los polos y ceros pueden compensar su efecto.

Figura 16. Filtros de Butterworth de distintos órdenes con la misma frecuencia de corte y distinta pendiente.



1.6.2 Tipos de filtros.²⁶ Atendiendo a sus componentes constitutivos, naturaleza de las señales que tratan, respuesta en frecuencia y método de diseño, los filtros se clasifican en los distintos grupos que a continuación se indica.

Según respuesta en frecuencia

- Filtro paso bajo: Es aquel que permite el paso de frecuencias bajas, desde frecuencia 0 o continua hasta una determinada. Presentan ceros a alta frecuencia y polos a bajas frecuencia.
- Filtro paso alto: Es el que permite el paso de frecuencias desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba, sin que exista un límite superior especificado. Presentan ceros a bajas frecuencias y polos a altas frecuencias.

²⁶ FILTRO ELECTRONICO, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. <http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_electr%C3%B3nico>

- Filtro paso banda: Son aquellos que permiten el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.
- Filtro elimina banda: También llamado filtro rechaza banda, atenúa banda o filtro Notch, es el que dificulta el paso de componentes frecuenciales contenidos en un determinado rango de frecuencias, comprendido entre una frecuencia de corte superior y otra inferior.
- Filtro multibanda: Es que presenta varios rangos de frecuencias en los cuales hay un comportamiento diferente.
- Filtro variable: Es aquel que puede cambiar sus márgenes de frecuencia.

Filtros activos y pasivos

- Filtro pasivo: Es el constituido únicamente por componentes pasivos como condensadores, bobinas y resistencias.
- Filtro activo: Es aquel que puede presentar ganancia en toda o parte de la señal de salida respecto a la de entrada. En su implementación se combinan elementos activos y pasivos. Siendo frecuente el uso de amplificadores operacionales, que permite obtener resonancia y un elevado factor Q sin el empleo de bobinas.

Filtros analógicos o digitales. Atendiendo a cómo se construye el filtro, bien con componentes electrónicos analógicos, bien con electrónica y lógica digitales, los filtros pueden clasificarse en:

- Filtro analógico: es el filtro clásico. Diseñado con componentes analógicos tales como resistencias, condensadores y amplificadores operacionales.
- Filtro digital: un chip o microprocesador se encarga del cálculo de la señal de salida en función de unos parámetros programados en el interior de la electrónica. Electrónicas típicas para el cálculo de filtros digitales son las FPGAs, DSPs, microprocesadores y microcontroladores (incluidos los ordenadores y PACs).

1.6.3 Filtros de Chebyshev.²⁷ Esta clase de filtros poseen una buena respuesta para frecuencias cercanas a las de corte, sin embargo, este filtro presenta rizado en la banda pasante. La función o aproximación dada por Chebyshev es la siguiente:

$$\left| H(j\omega) = \frac{K_{pb}}{\sqrt{1 + E^2 C_n^2(\omega/\omega_C)}} \right| \quad (\text{Función para el filtro PB}) \quad (1-3)$$

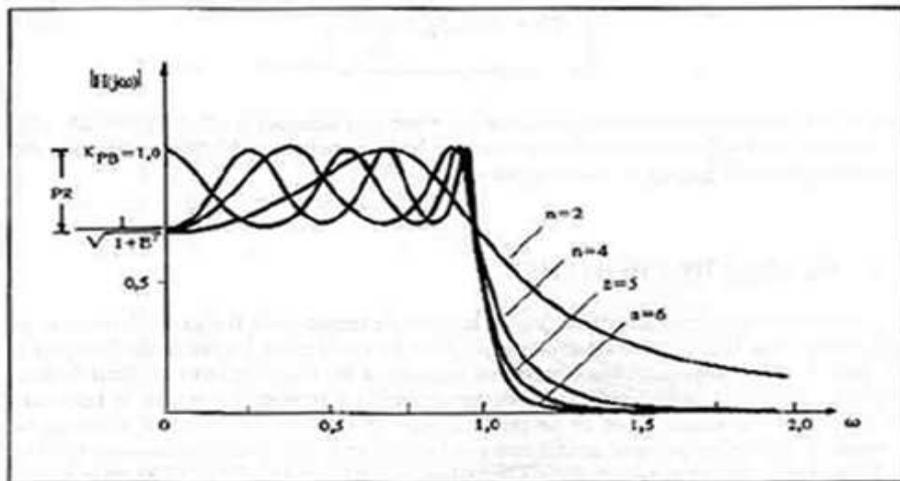
²⁷ PERTENCE, Alberto. Amplificadores operacionales y filtros activos. 1 Ed. México: McGraw-Hill.

Donde K_{PB} es la ganancia del filtro PB cuando la frecuencia es nula ($\omega=0$), ω_c es la frecuencia de corte, E es una constante que determina la amplitud (PR) del rizado y C_n el polinomio de Chebyshev, cuya expresión es:

$$C_n(\omega) = \cos(n \arccos \omega) \quad (1-4)$$

Representando la ecuación (1-3) cuando $K_{PB}=1$ y $\omega_c = 1 \text{ rad/s}$, para diversos valores de n, se tiene el grafico de la figura 17:

Figura 17. Banda de paso filtro Chebyshev



El número de RIPPLES presentes en la banda de paso es igual al orden del filtro y su amplitud (PR) depende del parámetro E. Obsérvese que en el punto $\omega=0$ los RIPPLES toman su valor máximo o mínimo según que el orden sea impar o par, respectivamente.

El porcentaje de atenuación (TA) del filtro Chebyshev es, en la mayoría de los casos, superior a 20ndB/década. Su valor puede calcularse por la siguiente expresión:

$$|H(j\omega)|(dB) = 20 \log K_{PB} - 20 \log E - 6(n - 1) - 20n \log(\omega/\omega_c) \quad (1-5)$$

De la que se obtiene:

$$TA = -20 \log E - 6(n - 1) - 20n \log(\omega/\omega_c) \quad (1-6)$$

La amplitud de los RIPPLES (PR) en decibelios está relacionada con E por la expresión:

$$E = \sqrt{10^{PR/10} - 1} \quad (1-7)$$

De donde se deduce que:

$$PR(dB) = 20 \log \sqrt{1 + E^2} \quad (1-8)$$

El valor de PR caracteriza al filtro de Chebyshev. Así, por ejemplo, filtro de Chebyshev de 0.5dB, de 1.0dB, etc. El valor máximo permitido para PR es 3dB ($E \approx 0.99763$).

Es conveniente observar un hecho curioso, y a la vez contradictorio, sobre los filtros de Chebyshev: a mayor amplitud del rizado corresponde una mayor atenuación de la banda de transición. Esto coloca al diseñador del filtro en una situación confusa, ya que, por una parte, los RIPPLES no son convenientes, y por otra, es importante conseguir un porcentaje de atenuación alto en la banda de transición. Habrá, pues que elegir lo que mejor se adapte a las necesidades del proyecto.

1.6.4 Topología Sallen-Key.²⁸ Un filtro de Sallen Key o célula de Sallen Key es un tipo de filtro electrónico activo particularmente valioso por su simplicidad.

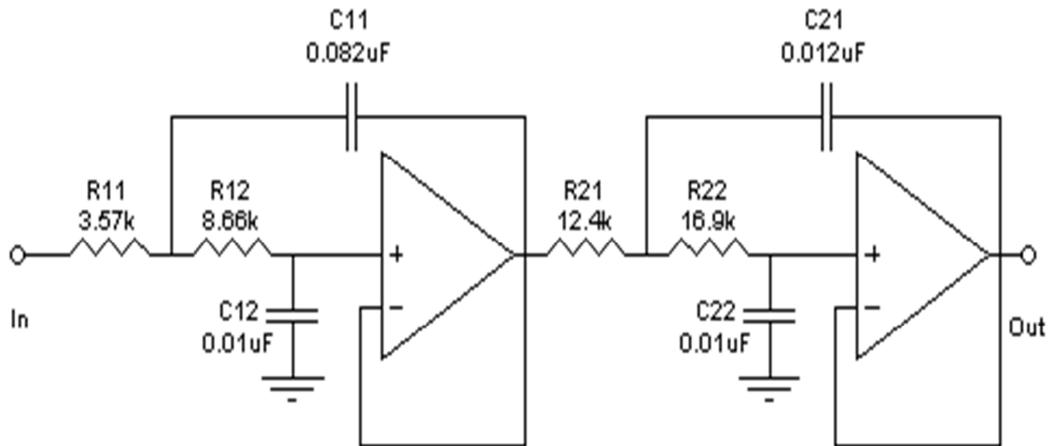
El circuito produce un filtro pasa bajo o pasa alto de dos polos usando dos resistencias, dos condensadores y un amplificador. Para obtener un filtro de orden mayor se pueden poner en cascada varias etapas.

Estos filtros son relativamente flexibles con la tolerancia de los componentes, aunque para obtener un factor Q alto se requieren componentes de valores extremos.

Configuración pasa bajo. En la figura 18, se observa un filtro formado por dos células de Sallen-Key en cascada. Esta es una práctica habitual para aumentar el orden de un filtro. También se usan amplificadores operacionales.

²⁸FILTRO DE SALLEN-KEY, Documentación HTML [Online]. 2010. Disponible en Internet.
< http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Sallen-Key >

Figura 18. Filtro pasabajo de segundo orden Sallen-key.



Para frecuencias muy altas los condensadores funcionarán como cortocircuitos, por lo tanto el terminal positivo del amplificador operacional estará a tierra, al tener realimentación negativa, el terminal negativo y por tanto la salida también tendrán la misma tensión. Por el contrario, a bajas frecuencias o tensión continua, los condensadores serán como un circuito abierto, por tanto las dos resistencias estarán en serie y, al no circular corriente por ellas, la tensión de entrada también estará presente en el terminal positivo del operacional y a su salida. Por lo que la tensión de salida a muy altas frecuencias será cero y a frecuencias muy bajas la tensión de salida será igual que la entrada.

Para variar la ganancia del filtro se suele poner un divisor de tensión en el lazo de realimentación.

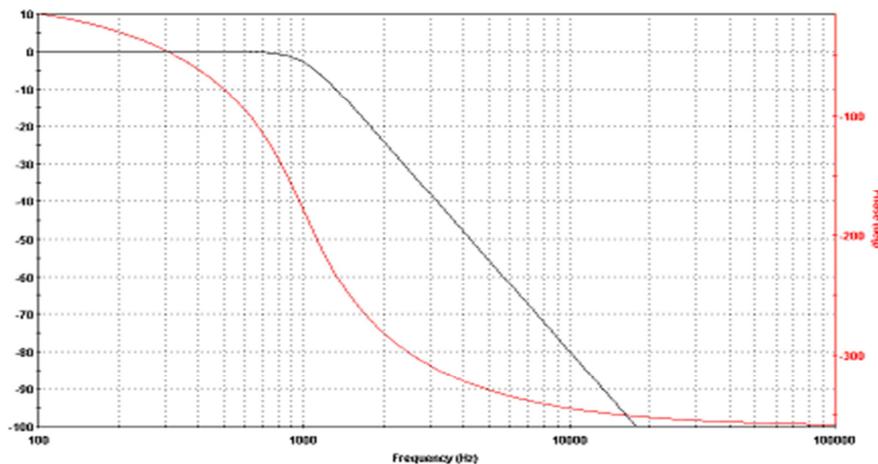
La respuesta en frecuencia se muestra en la figura 19.

Para sólo la primera etapa, la frecuencia de corte y el factor Q son:

$$\frac{1}{\omega_c} = \frac{1}{\omega_c} \quad (1-9)$$

$$\frac{1}{\omega_c} = \frac{1}{\omega_c} \quad (1-10)$$

Figura 19. Respuesta en frecuencia filtro pasabajo Sallen-key.



Configuración pasa alto. La topología de este circuito es recíproca de la anterior, es decir, las resistencias estarán donde estaban los condensadores y viceversa, los condensadores estarán donde estaban las resistencias.

Se puede hacer un análisis similar al anterior estudiando los casos de alta y baja frecuencia. En este caso en muy alta frecuencia la entrada estará cortocircuitada con el terminal positivo del amplificador operacional. A muy baja frecuencia el terminal positivo solo tendrá conectada una resistencia, por la que no circula corriente, y la tensión en este terminal y también en la salida será cero.

La frecuencia de corte y el factor Q son:

$$\text{---} \quad (1-11)$$

$$\text{---} \quad (1-12)$$

Dónde:

$$\text{---} \quad (1-13)$$

Los filtros pasa banda o elimina banda se pueden conseguir usando varios de los anteriores en cascada. Modificando el circuito también se puede conseguir una

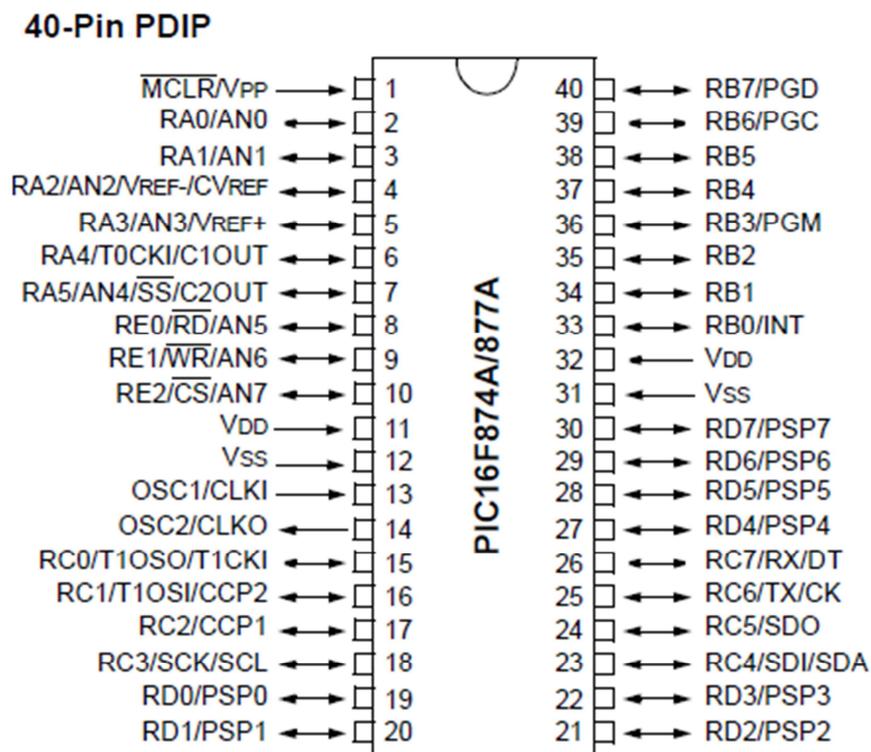
segunda topología, se trata de un filtro multirealimentado, que consigue una mayor amplificación en la zona cercana a la frecuencia central.

1.7 EL PIC 16F877A²⁹

El microcontrolador PIC16F877A mostrado en la siguiente figura 20 de Microchip pertenece a una gran familia de microcontroladores de 8 bits (bus de datos) que tienen las siguientes características generales que los distinguen de otras familias:

- Arquitectura Harvard
- Tecnología RISC
- Tecnología CMOS

Figura 20. Diagrama de pines del PIC 16f877a



²⁹ PIC 16f887a, Documentación HTML [Online]. 2010. Disponible en Internet.
 <<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>>

Estas características se conjugan para lograr un dispositivo altamente eficiente en el uso de la memoria de datos y programa y por lo tanto en la velocidad de ejecución.

Microchip ha dividido sus microcontroladores en tres grandes subfamilias de acuerdo al número de bits de su bus de instrucciones:

Tabla 2. Subfamilias de microcontroladores Microchip

Subfamilia	Bits del bus de instrucciones	Nomenclatura
Base – Line	12	PIC 12XXX Y PIC14XXX
Mid-range	14	PIC16XXX
High-End	16	PIC17XXX Y PIC18XXX

Características:

Memoria de Programa tipo Flash 8Kx14

Memoria Datos 368 bytes

EEPROM 256 bytes

33 pines de Entrada/Salida

Encapsulado: 40 pines DIP, 44 pines PLCC y 44 pines TQFP

Soporta Xtal 20MHz

Voltaje de Operación: 2.0 hasta 5.5VDC

Periféricos:

1 Conversor A/D de 10-bits (8 canales)

2 Módulos CCP (Captura, Comparador, PWM)

1 Modulo I²C

1 USART (Puerto Serie)

2 Timers de 8 bits

1 Timer 16 bits

Oscilador:

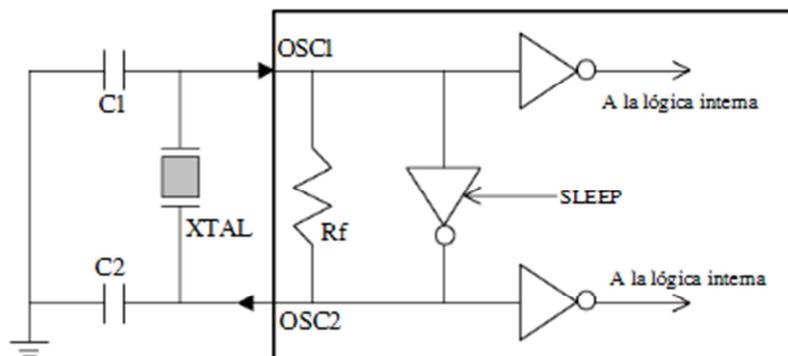
Los PIC de rango medio permiten hasta 8 diferentes modos para el oscilador. El usuario puede seleccionar alguno de estos 8 modos programando 3 bits de configuración del dispositivo denominados: FOSC2, FOSC1 y FOSC0. En algunos de estos modos el usuario puede indicar que se genere o no una salida del oscilador (CLKOUT) a través de una patita de Entrada/Salida. Los modos de operación se muestran en la siguiente lista:

- LP Baja frecuencia (y bajo consumo de potencia)
- XT Cristal / Resonador cerámico externos, (Media frecuencia)
- HS Alta velocidad (y alta potencia) Cristal/resonador
- RC Resistencia / capacitor externos (mismo que EXTRC con CLKOUT)
- EXTRC Resistencia / capacitor externos
- EXTRC Resistencia / Capacitor externos con CLCKOUT
- INTRC Resistencia / Capacitor internos para 4 MHz
- INTRC Resistencia / Capacitor internos para 4 MHz con CLKOUT

Los tres modos LP, XT y HS usan un cristal o resonador externo, la diferencia sin embargo es la ganancia de los drivers internos, lo cual se ve reflejado en el rango de frecuencia admitido y la potencia consumida. En la siguiente tabla se muestran los rangos de frecuencia así como los capacitores recomendados para un oscilador en base a cristal.

Cristal externo: En los tres modos mostrados en la tabla anterior se puede usar un cristal o resonador cerámico externo. En la siguiente figura se muestra la conexión de un cristal a los pines OSC1 y OS2 del PIC.

Figura 21. Conexión del cristal en el PIC 16F877A.



2. DESARROLLO

Figura 22. Diagrama de bloques del sistema.



2.1. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

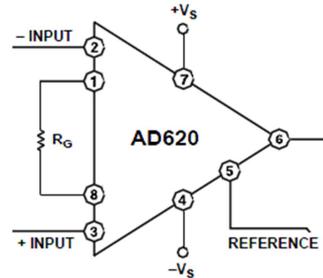
En esta etapa se amplifica la señal extraída por los electrodos y se delimita el ancho de banda de la señal EMG con circuitos de amplificación y filtrado.

2.1.1. Amplificación. Debido a que las señales EMG de superficie tienen un rango de voltaje que va de 0 a 6mV pico a pico, es necesario acondicionar tres etapas de amplificación, en las cuales se utiliza, para la primera etapa el circuito integrado AD620 AN y dos más con el TL074, ubicadas como pre-amplificación, anterior al filtro, y otra a la salida del mismo.

Amplificador de instrumentación AD620 AN. Se utilizó el amplificador de instrumentación por las siguientes características:

- Un amplificador de alta relación costo/desempeño
- La ganancia de voltaje es de 1 a 10,000.
- Bajo ruido.
- La ganancia se coloca utilizando una sola resistencia.
- Opera con voltajes BIPOLARES de +- 2.3 a +- 18 volts.
- Disponible en empaquetado de 8 pines.
- Consumo de 1.3 mA.
- El desempeño en DC es excelente ya que solo tiene un máximo de 50 uV de offset.
- Desvío máximo de 0.6 uV/°C.
- En AC tiene un ancho de banda de 120 Khz. con una ganancia de 100.
- Es utilizado para instrumentación médica.
- Alto rechazo en modo común.

Figura 23. AD620. Amplificador de instrumentación



La ganancia del amplificador utilizada con el propósito de obtener una buena amplificación fue de $G = 134$ por lo tanto la resistencia de ganancia viene dada por la ecuación (2-1):

$$\text{-----} \tag{2-1}$$

Sustituyendo $G = 134$ se tiene en 2-1:

$$\text{-----}$$

Por lo tanto:

Por motivos comerciales se debe adaptar R_g a un valor de 370, la ganancia sería $G = 134.5$.

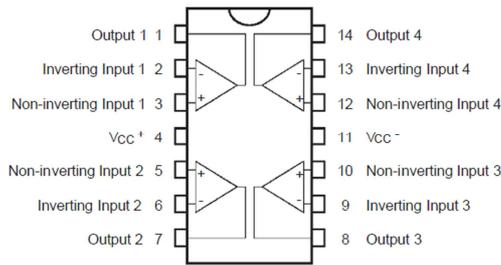
En los pines 2 y 3 (entradas), se conectan los cables de los electrodos ubicados en el antebrazo de la mano derecha del paciente.

Integrado TL074. Para la segunda etapa de amplificación se hizo uso del circuito integrado TL074 que cumple con las siguientes características:

- Bajo consumo de energía.
- Gamas anchas del Común-Modo y del voltaje del diferencial.
- Corrientes bajas del diagonal y de la compensación de la entrada.
- Protección del cortocircuito de la salida.
- Distorsión armónica total baja... 0.003% Typ.
- De poco ruido.

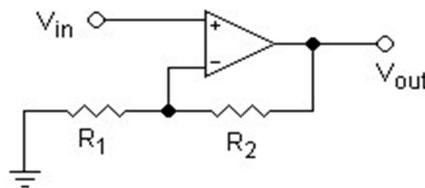
- Alta etapa de la entrada de la impedancia.
- Remuneración interna de la frecuencia.
- Operación Cierre-Para arriba-Libre.

Figura 24. Integrado TL074.



La segunda etapa de amplificación es un circuito no inversor:

Figura 25. Circuito amplificador no inversor



Para el cual se escogió una ganancia de 2, por lo tanto se deduce de la ecuación (2-2) que:

$$\text{---} \quad (2-2)$$

Se escogen dos resistencias de 220 k .

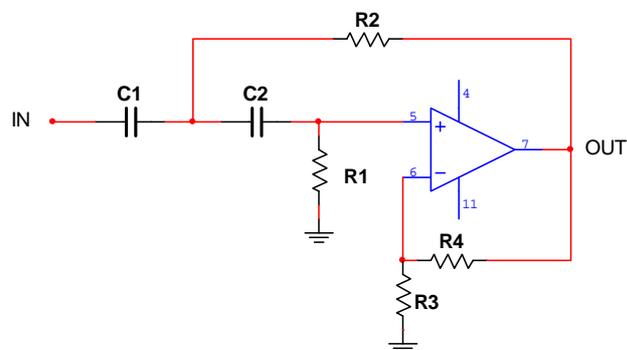
Para la etapa conectada a la salida del circuito de filtrado, se realiza una última amplificación con el mismo integrado, con una ganancia de 2, en la misma configuración del circuito no inversor, figura 25.

2.1.2. Filtrado. Para obtener únicamente las componentes que hacen parte del ancho de banda de la señal EMG, dejando casi nulas las frecuencias residuales (ruido), se implementa una etapa de filtrado; el ancho de banda típico de una señal EMG está en el rango de frecuencias de paso que van desde 10 a 20 Hz (filtro pasa altas) hasta entre 500 y 1000Hz. (filtro pasa bajas). Para esta labor se diseña dos filtros Chebyshev de segundo orden en cascada, que forman un filtro pasabanda, con topología Sallen-key.

Filtro pasa-banda. Compuesto por dos filtros, uno pasa-altos y otro pasa-bajo, con las características anteriormente nombradas.

Filtro pasa-altos.

Figura 26. Circuito filtro pasa-altos



Se tomó: $C1 = C2 = 100nF$
 La frecuencia de corte: $Wc = 10 Hz$

Para hallar el valor de R1, se utiliza la ecuación (2-3), teniendo en cuenta que, $a = 1.414214$ y $b=1$.

$$R1 = \frac{4b}{[a + \sqrt{a^2 + 8b(k-1)}]WcC} \quad (2-3)$$

$$R1 = 1.035 \times 10^6 \cong 1 M\Omega$$

Estos valores se los aproximó por comodidad.

Se escogió una ganancia de 1.5, por lo tanto de la ecuación (2-4) se tiene.

$$K = \frac{R4}{R3} + 1 \quad (2-4)$$

$$R3 = 2R4$$

Para encontrar R2. Se hace uso de la ecuación (2-5).

$$R2 = \frac{b}{Wc^2C^2R1} \quad (2-5)$$

$$R2 = 1 M\Omega$$

Para encontrar R3. Ecuación (2-6)

$$R3 = \frac{KR1}{K-1} \quad (2-6)$$

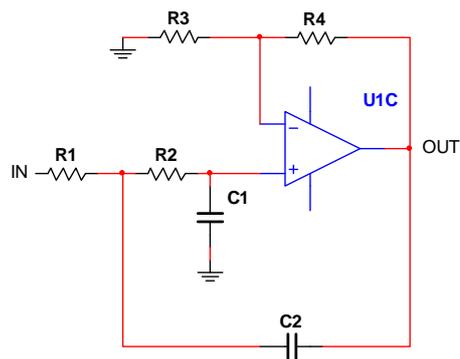
$$R3 = 3 M\Omega$$

De la ecuación (2-4) se dedujo que $R3 = 2R4$. Por lo tanto:

$$R4 = 1.5 M\Omega \cong 1.2M\Omega$$

Filtro pasa-bajos

Figura 27. Circuito pasa-bajos



Se tomó los siguientes valores y condiciones:

$$\begin{aligned} R1 &= R2 = R \\ C2 &= C1 = 1nF \\ K &= 2 \\ Wc &= 600Hz \end{aligned}$$

Para R, se toma de la ecuación (2-7):

$$R = \frac{1}{2\pi WcC} \quad (2-7)$$

$$R = 26K\Omega \cong 31K\Omega$$

Teniendo en cuenta la ecuación (2-8), se tiene para R3 y R4:

(2-8)

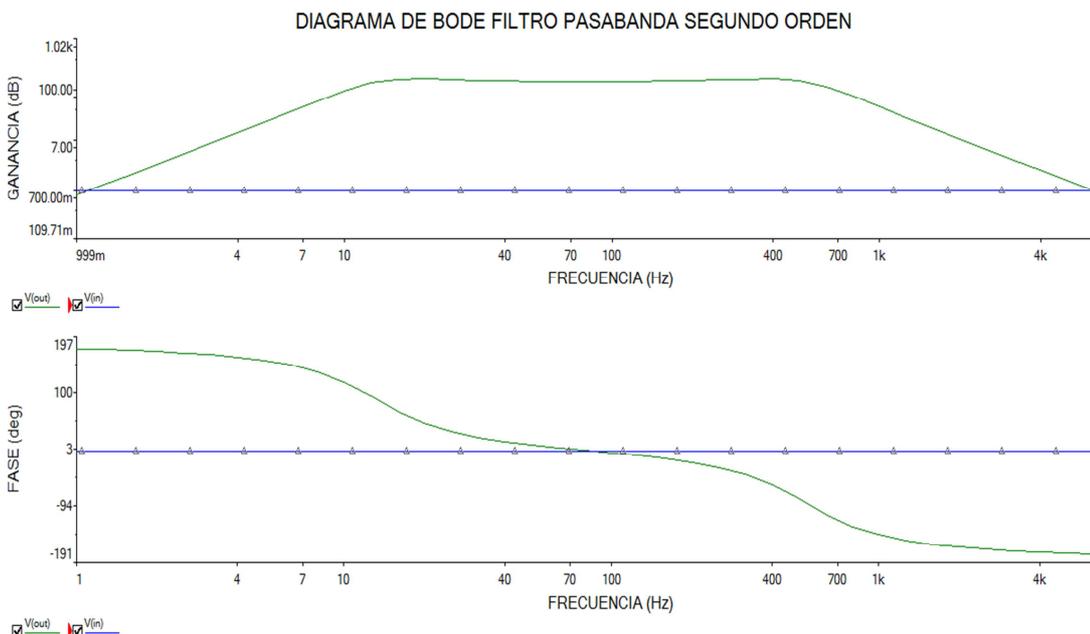
De la ecuación (2-9), se determinó el valor para R3.

(2-9)

De la ecuación (2-8):

Diagrama de bode. Con la ayuda del software Multisim se grafica el diagrama de bode del filtro pasabanda. Se tiene entonces:

Figura 28. Diagrama de bode del filtro pasa-banda



2.1.3. Implementación del circuito. Después del diseño, se implementó el circuito impreso, siendo necesario dos de estos para la toma de señales EMG en dos músculos diferentes en el antebrazo del paciente.

Para este montaje se utilizó una placa de pertinax, la cual fue impresa con el circuito diseñado en Eagle, ANEXO A. Para las entradas de los electrodos se utiliza conector RJ11, utilizado enlazar redes de teléfono, que fue recubierto con papel de aluminio garantizando contacto con el chasis total del circuito, y así disminuir el ruido producido por el movimiento mecánico y ondas de 60 Hz. Para las conexiones a tierra y alimentación, se utiliza conectores RIBBON, que permiten al equipo separarse fácilmente por módulos. El cable que va a los

electrodos fue ponchado también a conectores RJ11 macho como se muestra en la figura 30.

En las pruebas de la toma de las señales, se observó la presencia de ondas de 60 Hz que se inducían al circuito, al comienzo con amplitudes de hasta 2 voltios. Estos valores fueron atenuados, ubicando todo el sistema en un encapsulado metálico el cual también fué conectado a tierra. Las plaquetas se separan de la superficie con espumillas cuadradas para evitar cortos por la superficie metálica.

Figura 29. Circuito amplificador y filtrado.



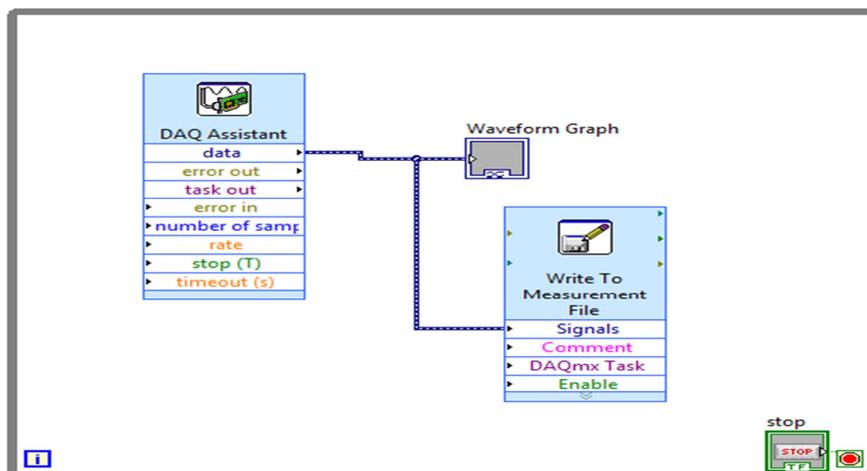
Figura 30. Cables de conexión a electrodos.



2.2. ADQUISICION DE LA SEÑAL

Mediante el sistema de adquisición de datos implementado en Labview mostrado en la siguiente figura, se obtienen las señales electromiográficas que serán destinadas a un estudio posterior con el fin de identificar el tipo de movimiento que se ha realizado por parte del paciente y además para crear un sistema de retroalimentación que mejore la rehabilitación del mismo.

Figura 31. Diagrama de bloques del sistema de adquisición implementado en Labview.



En el sistema se utiliza la versión estudiantil de Labview y la tarjeta de adquisición USB NI-6008 de National Instruments. Las entradas Ai0 y Ai4 se configuran en modo diferencial (condición que permite eliminar componentes de ruido).

Descripción:

El bloque DAQ assistant permite configurar la tarjeta de adquisición de acuerdo a las condiciones que se requieren para el proceso. A la salida (pin data) se conecta un indicador (Waveform Graph) que grafica la señal en tiempo real, además de un bloque "Write To a Measurement File" que almacena los datos en un archivo de extensión .lvm que puede ser utilizado para graficar las señales que se adquieren mientras el programa está corriendo.

El "While Loop" garantiza la continuidad del sistema en la adquisición de los datos.

Las figuras 32a y 32b muestran las señales adquiridas por el equipo electromiográfico y graficadas en Matlab, con los electrodos posicionados en el antebrazo sobre el músculo palmar con una distancia de 1 cm entre cada electrodo y con la tierra ubicada sobre el bíceps braquial. Cada una describe el movimiento completo y la intención de movimiento, respectivamente para la extensión de los dedos.

Figura 32a. Señal EMG Extensión de los dedos. Movimiento Completo.

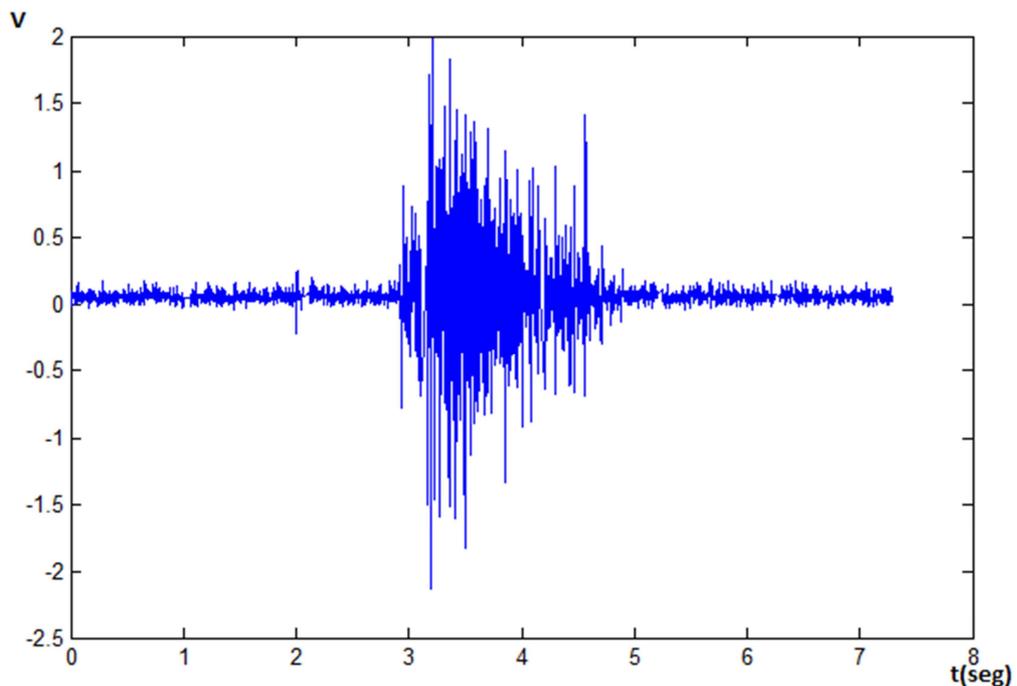
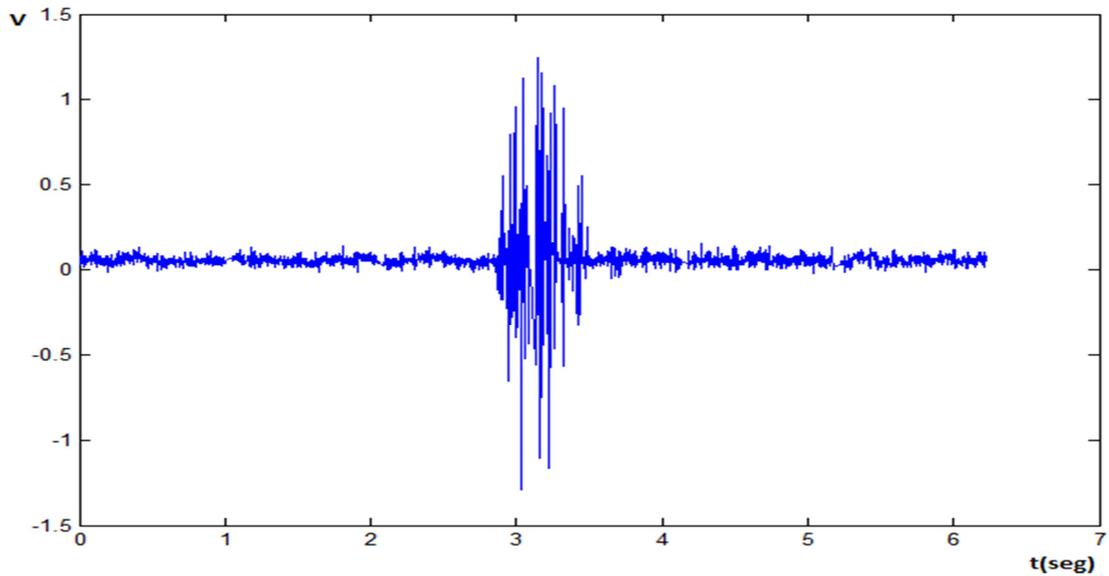


Figura 32b. Señal EMG Extensión de los dedos. Intención de movimiento.



Las figuras 33a y 33b muestran las señales adquiridas por el equipo electromiográfico y graficadas en Matlab, con un electrodo posicionado en el antebrazo sobre el músculo palmar largo y otro ubicado sobre el flexor cubital del carpo, una distancia de 1 cm entre cada electrodo y con la tierra ubicada sobre el bíceps braquial. Cada una describe la intención de movimiento y el movimiento completo respectivamente para la flexión de los dedos.

Figura 33a. Señal EMG Flexión de los dedos. Movimiento Completo

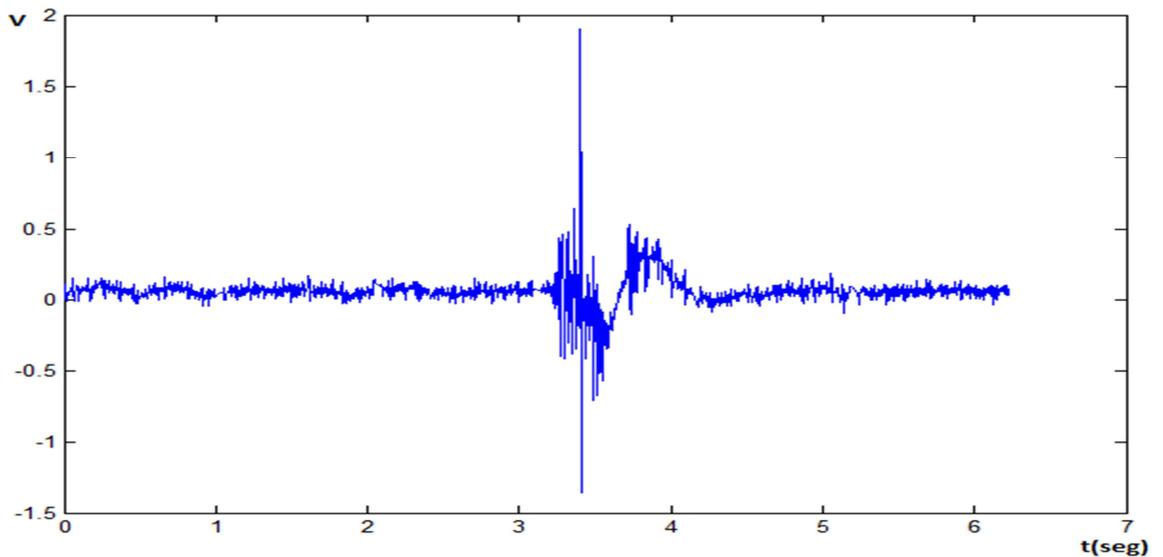
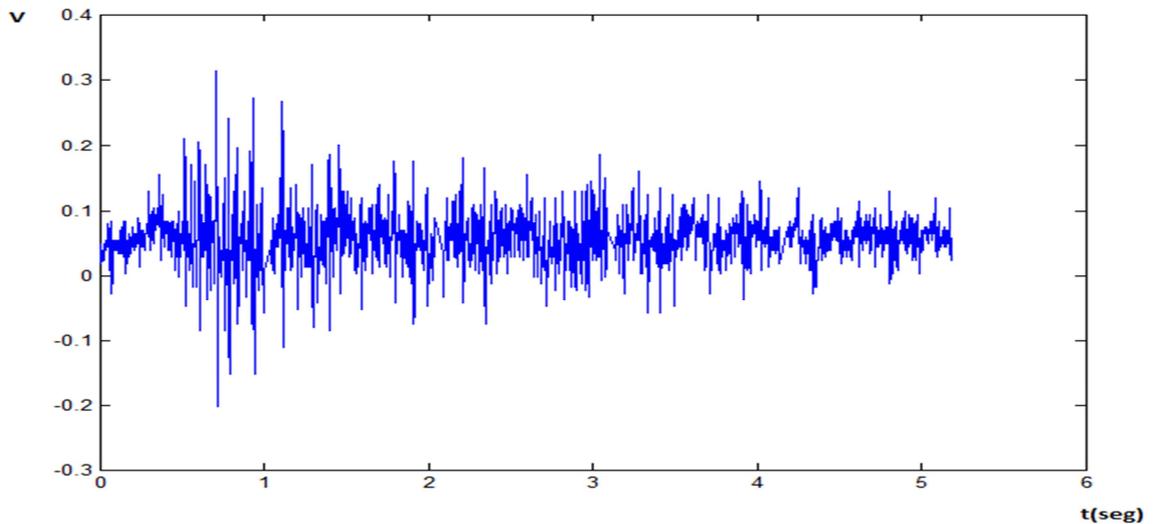


Figura 33b. Señal EMG Flexión de los dedos. Intención de movimiento.



La figuras 34a y 34b muestran las señales adquiridas por el equipo electromiográfico y graficadas en Matlab, con un electrodo sobre el flexor corto del pulgar y otro sobre el abductor corto del pulgar, con una distancia de 1 cm entre cada electrodo y con la tierra ubicada sobre el bíceps braquial. Cada una describe el movimiento completo y la intención de movimiento respectivamente para la extensión del pulgar.

Figura 34a. Señal EMG Extensión del pulgar. Movimiento Completo.

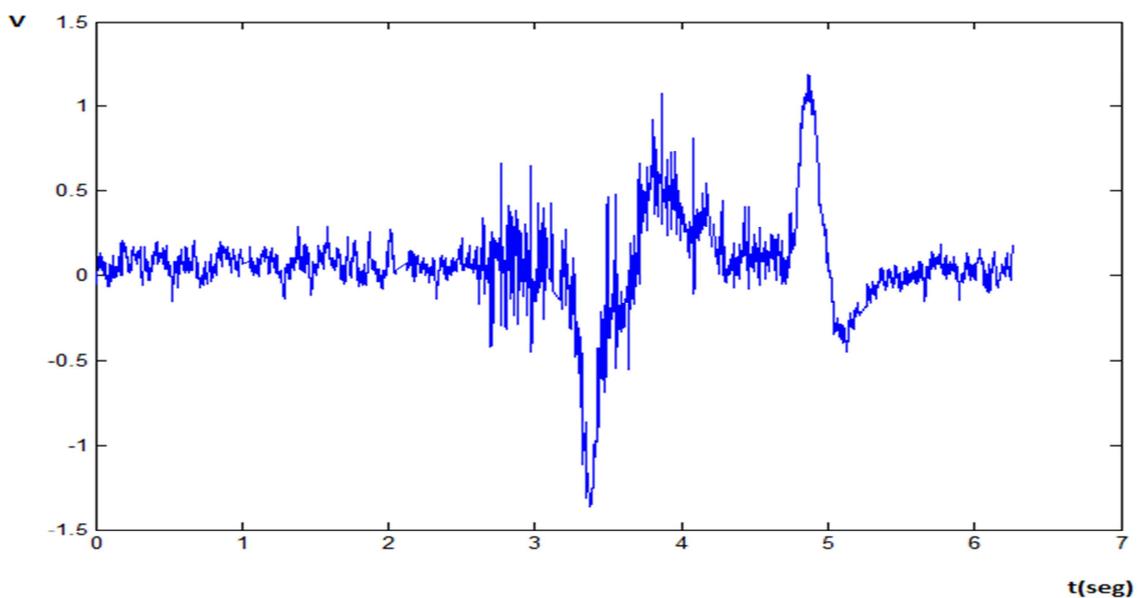
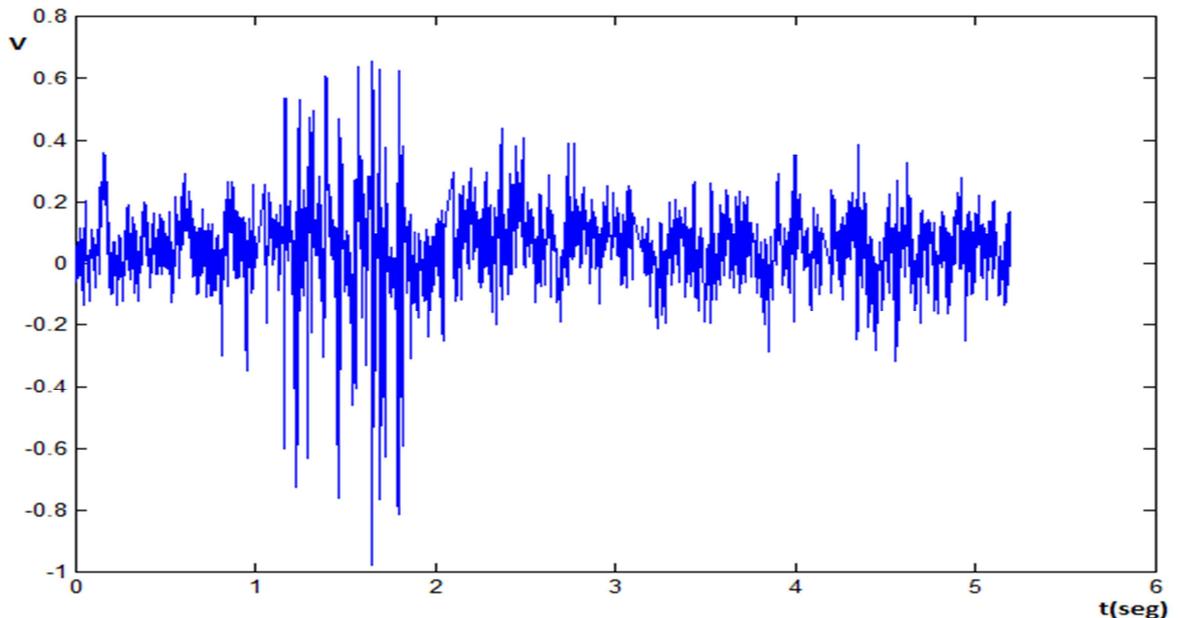


Figura 34b. Señal EMG Flexión del pulgar. Intención de movimiento.



2.3. EXTRACCION DE CARACTERISTICAS.

Mediante código implementado en Matlab se extraen características como voltaje, la envolvente de la señal y los cruces por cero de la señal sobre el eje del tiempo. El procedimiento es bastante sencillo si se tiene en cuenta que los voltajes pueden ser medidos como el promedio de picos de la señal EMG obtenida. Esta extracción de características permite obtener los voltajes que servirán como referencia en la lógica de control.

Se muestra el código para el diseño de transformadores de hilbert utilizando para tal propósito las funciones `firls` y `remez` con una frecuencia de corte de $fc=0.05$

```
>> B=firls(25,[0.05 0.5]*2,[1 1],'hilbert');  
>> [H,W]=freqz(B,1,500); plot(W/(2*pi),abs(H),'r');hold;  
>> B=firls(25,[0.05 0.45 0.47 0.5]*2,[1 1 0 0],'hilbert');  
>> [H,W]=freqz(B,1,500);plot(W/(2*pi),abs(H),'r');
```

Con la función `remez` se logra:

```
>> B=remez(20,[0.05 0.45 0.47 0.5]*2,[1 1 0 0],[100 1],'hilbert');  
>> [H,W]=freqz(B,1,500);  
>> B=remez(25,[0.05 0.5]*2,[1 1],'hilbert');  
>> [H,W]=freqz(B,1,500);
```

Esta herramienta en Matlab utilizada para las señales electromiograficas permite obtener la envolvente compleja de una señal modulada por la portadora real. Con esto se obtiene diferenciación entre las señales EMG de diferentes músculos que determinan los parámetros a tener en cuenta para conocer que tipo de movimiento se esta realizando. El código para determinar los cruces por cero de una señal y por tanto determinar su frecuencia es:

ZC% el número de cruces por cero en x

% [N] = ZC (x) calcula el número de cruces por cero en la función [n] = ZC (x)

s = signo (x);

t = filtro ([1 1], 1, s);

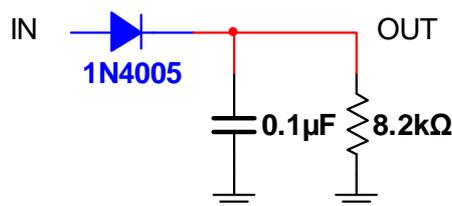
n = (longitud (s)-longitud (find (t))) / longitud (s);

2.4. CIRCUITOS DE CONTROL INTERFAZ HOMBRE-MAQUINA

Esta señal EMG sale directamente a unas etapas que conforman el circuito de control.

2.4.1. Circuito de sostén. Con este circuito lo que se logró es mantener la señal que sale del equipo electromiográfico, figura 35.

Figura 35. Circuito de sostén

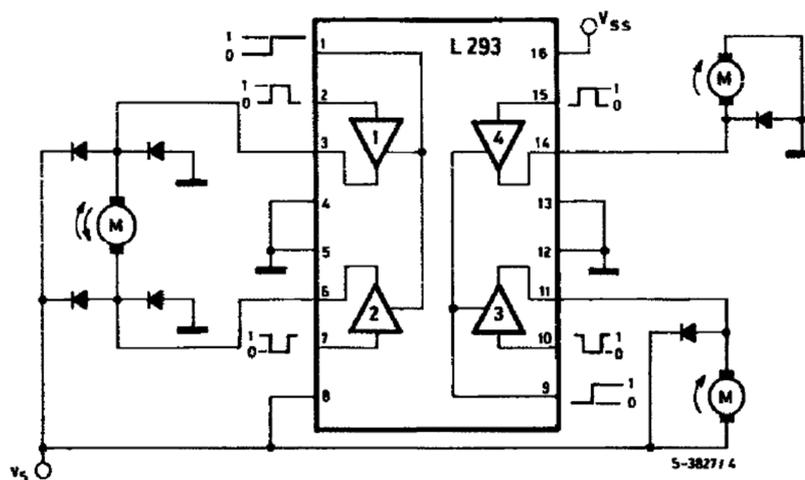


2.4.2. Lógica de comparación. Para medir el rango de la señal saliente de cada par de electrodos, se hizo uso de una lógica de comparación, que trabaja con un voltaje de referencia determinado en la práctica, que tiene para cada uno de los tres movimientos de la mano, un valor en especial. Entonces, si el voltaje de la señal EMG supera esta referencia, entra esta señal a la lógica de control, si no

ocurre así, no hay acción sobre el paciente. Con esto se logra determinar el tipo de movimiento que está realizando.

2.4.3. Driver. El uso de este dispositivo se hace necesario para poder controlar el giro de los motores, se usa el L293B, figura 36, quien da alta corriente de salida por cada canal (1 A, y 2 A de corriente pico), posee una gran inmunidad al ruido, y se protege contra el sobrecalentamiento.

Figura 36. Diagrama de drivers motores



Sgs-Thomson L293B. Disponible en internet.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/SGSThompsonMicroelectronics/mXurruu.pdf>

2.4.4. Lógica de control. Esta lógica implementada con el PIC 16F877A permite establecer condiciones de funcionamiento a la interfaz hombre máquina. La figura 37 muestra un diagrama de flujo que representa el algoritmo implementado e indica las actividades lógicas programadas en el PIC que determinan la función que el dispositivo debe realizar dadas las condiciones en las que el paciente se encuentra.

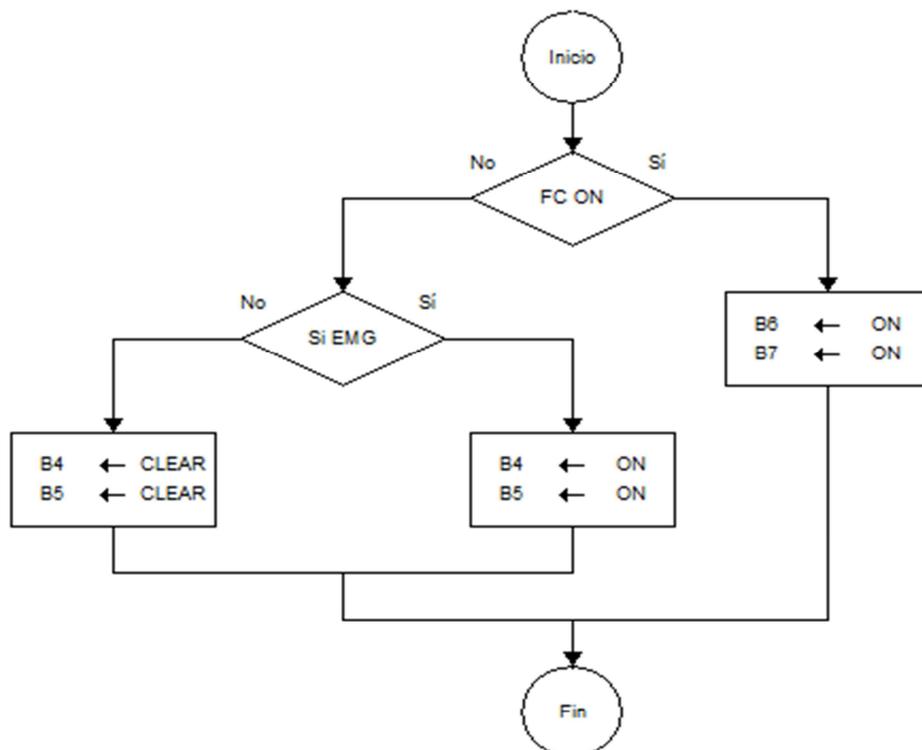
El diagrama del montaje tanto del circuito de sostén, comparadores y lógica de control con el PIC se encuentra en el ANEXO B.

Descripción del Algoritmo. En la figura 37 se observa una breve descripción del algoritmo que permite establecer las condiciones de funcionamiento del equipo de rehabilitación construido.

La principal variable a controlar son los sensores de contacto que indican el término del movimiento efectuado por el paciente (flexión o extensión de los dedos o flexión del pulgar) considerando como prioridad la seguridad del mismo. Con

esto se garantiza una detención en los actuadores del equipo con el fin de prevenir daño al paciente. El algoritmo describe entonces que cuando el PIN final de carrera (FC) está activado, los pines B7 y B6 del PIC encargados de mover motores en sentido contrario al movimiento efectuado, se activan, haciendo que el dispositivo libere la mano del paciente.

Figura 37. Algoritmo de control implementado en el PIC 16F877A.



Si el final de carrera no está activado, es decir, el paciente está en proceso de realizar el movimiento o va a iniciar a hacerlo, se procede a comprobar si el paciente tiene intención de hacer dicha actividad.

Si existe intención de hacer movimiento, los electrodos de superficie ubicados en el antebrazo captaran una señal EMG que luego de ser procesada, será enviada a la lógica de comparación. Esta lógica determina el tipo de señal e informa a la lógica de control el tipo de movimiento que se debe efectuar (Extensión, Flexión de dedos o Flexión de Pulgar) con el fin de que los actuadores permitan que el equipo ayude al paciente a efectuar el movimiento. Si no existe intención de hacerlo por parte del paciente, los actuadores no realizan ninguna actividad.

Con estas condiciones, se garantiza que el paciente participará en el ejercicio de rehabilitación si es consciente de que quiere hacer el movimiento de mano, de otro modo, el equipo no estará activo para colaborar en dicho movimiento.

El algoritmo se extiende para cada uno de los movimientos teniendo en cuenta que se incluyen validaciones que el equipo necesita para su correcto funcionamiento.

En el ANEXO C, se muestra el código de programación del PIC 16F877A en C.

Consideraciones electrónicas.

Para garantizar un ángulo de giro del micromotor que permita mover por lo menos 1 grado con respecto al eje horizontal del brazo, se debe incluir en la lógica del PIC temporizadores de 100 y 200ms monoestables. La mono-estabilidad garantiza que mientras exista una señal EMG que indica un estado activo, los micromotores actúen, de lo contrario, estos estarán sin movimiento.

Los pines de activación en conjunto con el driver L293b, ponen en funcionamiento los micromotores en los sentidos que la lógica del PIC ordena.

Herramientas utilizadas para programación del PIC.

Se utiliza un programador USB de PICs y AVR que puede ser utilizado con el software de programación “Eclipse” y “Enigma”.

Figura 38. Hardware de programador “Eclipse”.



El software utilizado para la programación del PIC 16F877A es Eclipse versión 1.5.

2.5. INTERFAZ HOMBRE MAQUINA.

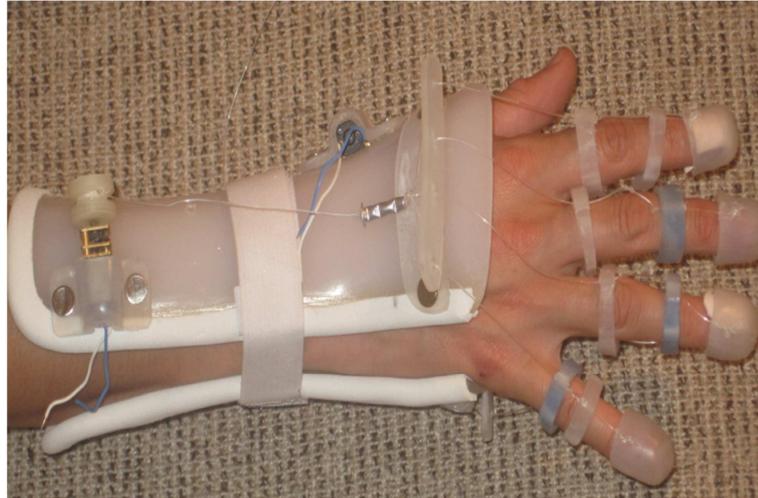
Uno de los objetivos primordiales del proyecto, es el diseño de una interfaz hombre maquina cómoda y útil para el paciente. Se establecen entonces unas condiciones específicas para la construcción de este dispositivo.

2.5.1. Características. El material debe facilitar la ergonomía de la interfaz-hombre máquina, pues se pretende que el paciente realice un esfuerzo mínimo en otro tipo de actividades como soportar un gran peso en el brazo cuando, el objetivo es maximizar la concentración en realizar movimientos de la mano, también debe ser un material resistente y de fácil moldeado. Por lo que se utilizó Polietileno De Alta Densidad, el cual nos proporciona unas características excepcionales como son:

- Excelente resistencia térmica y química.
- Muy buena resistencia al impacto.
- Es sólido, incoloro, translúcido.
- Se puede procesar por los métodos de conformados empleados para los termoplásticos, como inyección y extrusión.
- Es flexible, aún a bajas temperaturas.
- Es tenaz.
- Es más rígido que el polietileno de baja densidad.
- Es muy ligero.
- No es atacado por los ácidos, resistente al agua a 100°C y a la mayoría de los disolventes ordinarios.

Con este material se diseñó una férula, la cual recubre totalmente el antebrazo y parte de la mano del paciente preservando los arcos naturales de los mismos, Figura 39, para que la muñeca permanezca extendida y estática, logrando concentrar la atención del paciente solo en el movimiento de sus dedos. Esta estructura se compone de una sola pieza a la cual se le dejó una abertura cómoda para la entrada a la mano, y otra que despeja totalmente los músculos que permiten el movimiento del pulgar, para la ubicación de los electrodos; posee un cierre de velcro en la muñeca y un recubrimiento de papel foami.

Figura 39. Interfaz hombre maquina



Se crearon anillos que sostienen cada uno de las falanges de los dedos, los cuales por medio del movimiento del motor permiten que los dedos realicen los ejercicios deseados, con la comodidad que se requiere. En el falange distal tiene un casco que atrapa totalmente esta zona; estas piezas tienen unas aberturas diminutas por donde se permite el paso de Nylon, Figura 40, el cual tiene una gran resistencia a la tensión, esta técnica se utiliza tanto por la parte superior como por la inferior, para cada dedo, para el caso del dedo pulgar se trabaja con un anillo y el casco. Con esto se obtiene una simulación mecánica del movimiento anatómico de las articulaciones. El sistema cuenta con unas pestañas metálicas que sirven como finales de carrera, que indican el momento del alto de los motores para todos los movimientos.

Figura 40. Casco y anillo para los dedos



Aprovechando que el polietileno de alta densidad se puede moldear fácilmente se hicieron accesorios para el dispositivo. Para la ubicación de los micromotores se dispuso una cámara cuadrada asegurada con remaches, Figura 41, que permite el ensamble perfecto de estos, sin ninguna clase de tropiezos al normal funcionamiento de cada uno, se puede también apreciar en esta figura que los motores tienen unas poleas de aproximadamente 1 cm de diámetro torneadas en Teflón. De igual manera, se moldeó este material para hacer unas cejuelas que permitan el paso del nylon que vienen de cada dedo, Figura 42, los que después se unen en una manguera metálica que los aprisiona a todos y de donde sale finalmente un solo hilo hacia cada motor.

Este dispositivo permite ejecutar movimientos de extensión y flexión de dedos, además de los movimientos del pulgar de abducción y aducción.

Figura 41. Cámara hecha con polipropileno para los motores

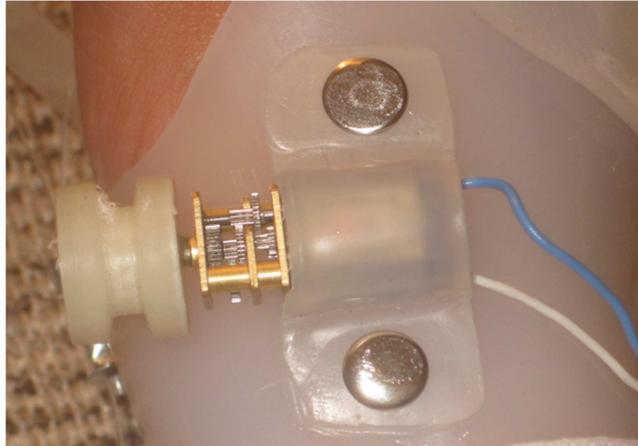


Figura 42. Cejuelas y unión de nylon.



2.5.2. Micromotores. Los actuadores que ejecutan el movimiento a las piezas mecánicas, deben ser de peso liviano, pequeños y de gran potencia.

Se utiliza por tanto el Micromotor de la Figura 43, con las siguientes características:

- Micromotor (HP) Alta potencia.
- Tamaño 24 x 10 x 12 mm.
- Peso 0.34 oz.
- Relación de reducción 150:1.
- Velocidad sin carga 200 RPM.
- Corriente sin carga 80 mA.
- Torque Stall 1600 oz-in (3.2 kg-cm)
- Corriente Stall 45 mA.

Figura 43. Micromotor.



3. PRUEBAS

El sistema fué acondicionado para su uso en el laboratorio, en donde se realizaron las pruebas correspondientes a la respuesta efectiva de cada segmento, y con esto se llegó a la puesta a punto.

Los resultados que se obtuvieron fueron los planeados. Debido a la sensibilidad del equipo electromiográfico, la lógica obtiene una señal de buena amplificación para determinar los movimientos, además la interfaz hombre-máquina tuvo un comportamiento excepcional, permitiendo realizar los movimientos planeados con la delicadeza deseada para el paciente, dándole al proyecto un resultado óptimo en la consecución de los objetivos.

4. CONCLUSIONES

Al probar con diferentes electrodos, se concluye que los de marca 3M son los más convenientes, pues cuidan la piel del paciente, proporciona una buena adhesión a la piel sin dejar restos de adhesivo, y al mismo tiempo proveen un trazo de la señal eléctrica adecuado.

La manera como se llevó a cabo el acondicionamiento de la señal, fue el apropiado, fue oportuna la utilización del integrado ad620an con el que se obtuvo una señal muy bien amplificada, y del tl074 con el cual se logró un sistema de filtrado de muy buenas características, con lo que se logró una excelente señal EMG.

Inicialmente se registraba una señal con una cantidad significativa de ruido producido por el movimiento de la plaqueta, repolarización de los músculos, ruido ambiental y de corrientes inducidas, las cuales fueron eliminadas con un cableado de seguridad entre las plaquetas, reduciendo al máximo el movimiento de estas uniones, y dejando cada parte electrónica de la plaqueta con la menor dimensión posible; además se colocó el dispositivo electrónico en una carcasa metálica, para proteger de las señales de 60 Hz del cableado del laboratorio y de las corrientes inducidas por balastos o cables de alto voltaje.

Al utilizar el polipropileno como material principal de la creación de la interfaz hombre maquina se obtuvo, comodidad, resistencia, bajo peso, y un dispositivo con una buena presentación.

Los micromotores proporcionaron las características apropiadas para el normal funcionamiento del dispositivo, ofreciendo, un trabajo manejable y cómodo, buen torque y una gran relación de reducción.

El desarrollo de este proyecto es extensible para cualquier parte del cuerpo a rehabilitar, que tenga que ver con la teoría básica de recolección de señales EMG variando únicamente la interfaz hombre máquina.

5. RECOMENDACIONES

una de las recomendaciones es probar un filtro pasabanda de orden superior a dos, para aumentar el grado de rechazo a frecuencias después de la de corte.

Tras la finalización de este proyecto son varias las líneas de desarrollo que han quedado abiertas, se puede por ejemplo realizar la interfaz hombre máquina para pacientes con deficiencia en movimiento de la pierna hasta completar un equipo lo suficientemente capaz de recuperar el hemicuerpo completo del paciente.

Las señales EMG pueden ser utilizadas también para desarrollar un software con el fin de obtener una simulación en tiempo real del movimiento que se está realizando. Se recomienda para este propósito un estudio con redes neuronales.

BIBLIOGRAFIA

16F877A Datasheet [online]. Microchip. Disponible en internet: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/2/05jyot4sj2f3f1diqk2w92h3ysy.pdf>

AD620AN Datasheet [online]. Analog Devices. Disponible en internet: http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/analogdevices/105505445AD620_e.pdf

AMINOFF, Michael J. Neurología Clínica. 6 Ed. México: Editorial Manual Moderno, 2006

ANISOTROPIA, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. <http://es.wikipedia.org/wiki/Anisotrop%C3%ADa>

BOYLESTAD, Robert. Electrónica: Teoría de Circuitos y dispositivos electrónicos. 8 Ed. México: Pearson Education, 2003, p.675.676.

DAY, SCOTT, Important Factors in Surface EMG Measurement PDF [Online]. Bortec Biomedical Ltd.

DENNIS L. Kasper, Eugene Braunwald, Anthony S. Fauci, Stephen L. Hauser, Dan L. Longo, J. Larry Jameson, y Kurt J. Isselbacher, Eds. HARRISON Principios de Medicina Interna, 16a Ed. México: McGraw Hill

DRAKE, Richard L. Vogl, Wayne. Mitchel, Adam. GRAY Anatomía para estudiantes. Versión en español de la 1 ed en Ingles *Anatomy for students*. España: Editorial ELSIEVER, 2005.p.707.

FILTRO DE SALLEN-KEY, Documentación HTML [Online]. 2010. Disponible en Internet. http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_Sallen-Key

FILTRO ELECTRONICO, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. http://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_electr%C3%B3nico

FRANCO, Sergio. Diseño con amplificadores operacionales y circuitos integrados analógicos. 3 Ed. México: McGraw-Hill Interamericana, 2004, p.111.

GARCIA, Emilio. El pulgar PDF [Online]. www.traumazaragoza.com

GUYTON, Arthur C. Tratado de Fisiología Médica. 11a ed. Estados Unidos: Editorial Mosby. 2006

HOUSAYY, Alberto C, Cingolani, Horacio E. Fisiología Humana. 7 Ed. Argentina: Editorial El Ateneo 2006

KAPANDJI, A.I. Fisiología Articular Tomo 1. 6 Ed. México: Editorial Medica Panamericana. 2006. p.198.

L293B Datasheet [online]. Sgs-Thomson. Disponible en internet: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/SGSThompsonMicroelectronics/mXurruu.pdf>

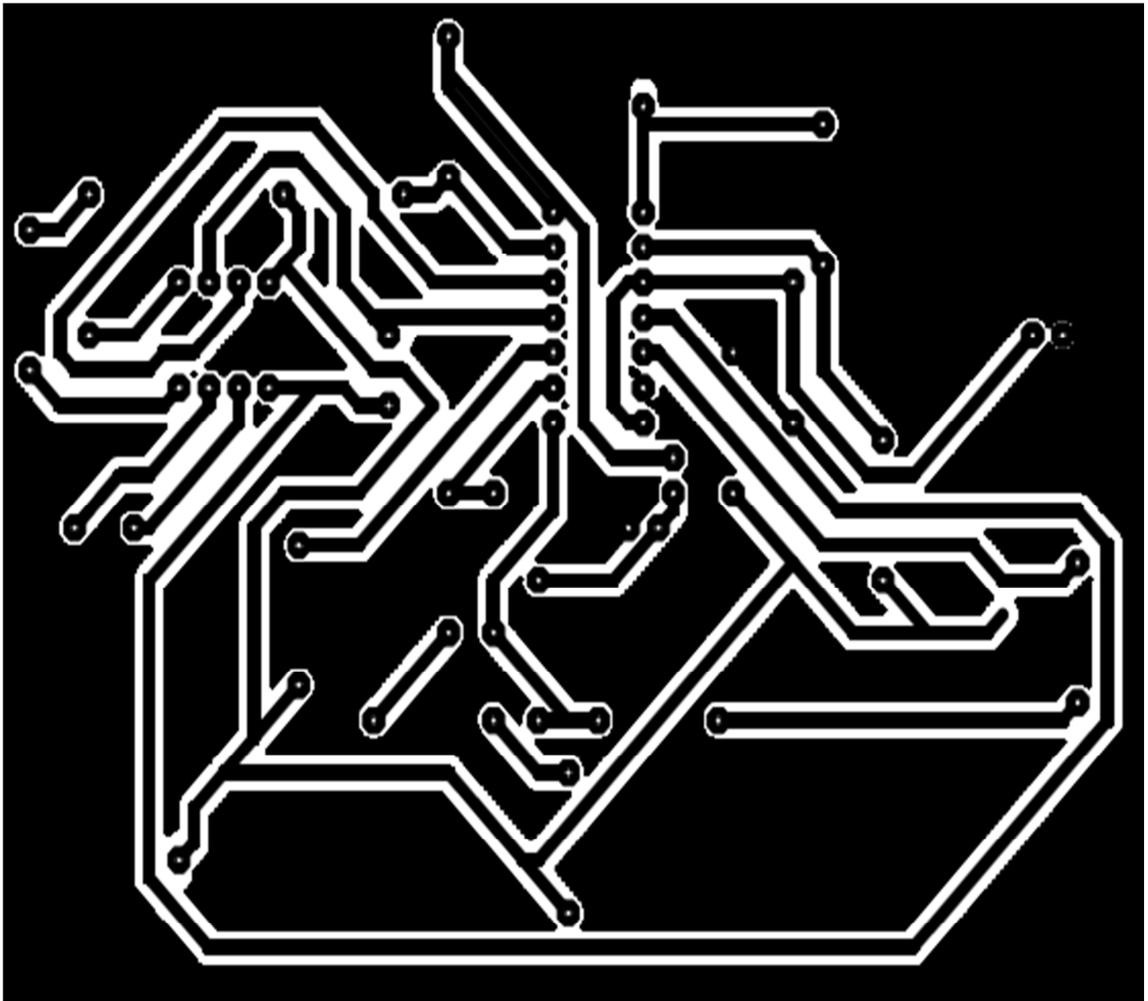
PERTENCE, Alberto. Amplificadores operacionales y filtros activos. 1 Ed. México: McGraw-Hill.

SENIAM, Documentación HTML [Online]. 2011. Disponible en Internet. <http://seniam.org/>

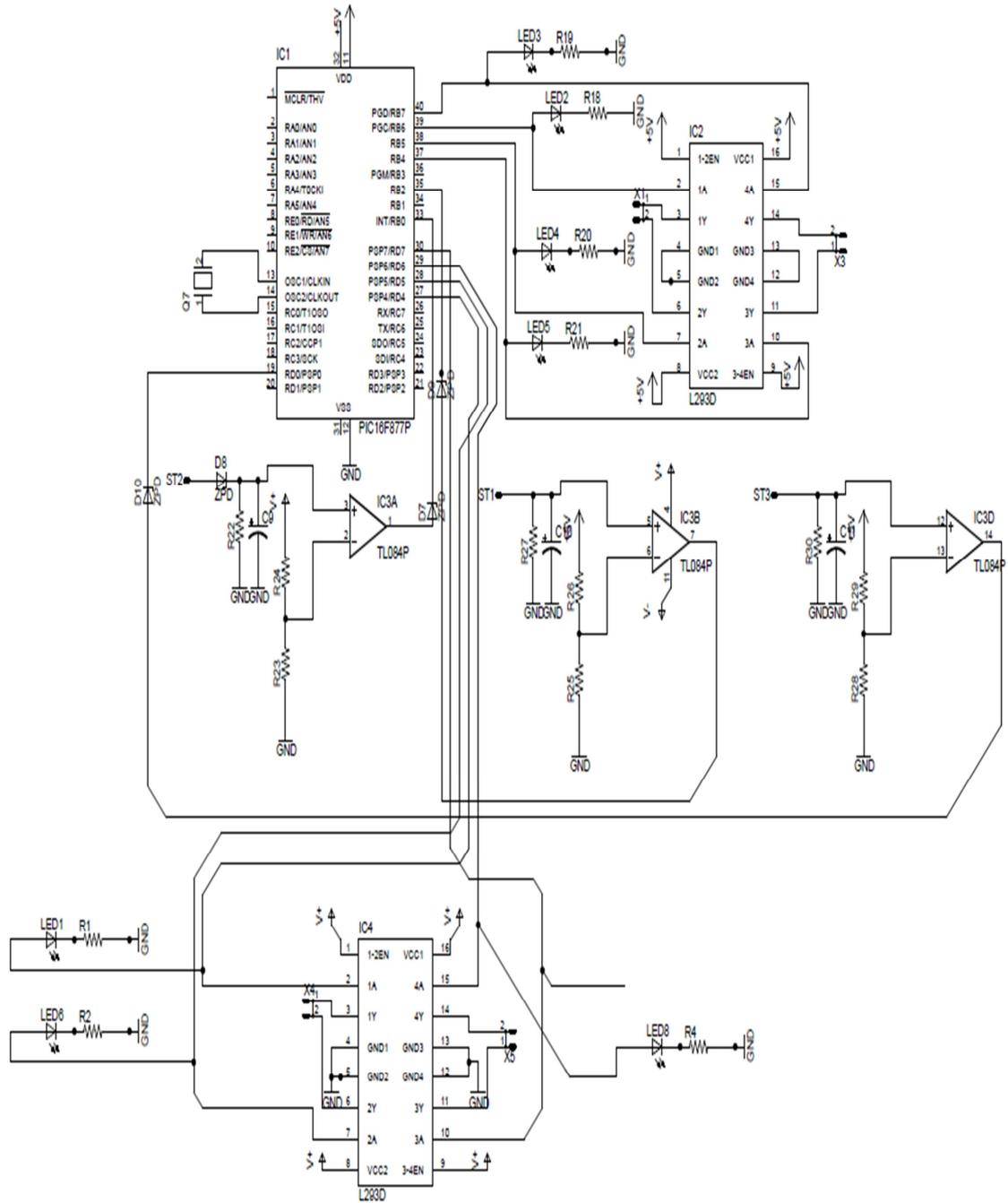
TL074 Datasheet [online]. Texasinstruments. Disponible en internet: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/tl074.pdf>

ANEXOS

ANEXO A. Impreso de amplificación y filtrado hecho en Eagle.



ANEXO B. Diagrama, circuito de sostén, comparadores y lógica de control con el PIC.



ANEXO C. Código de programación del PIC 16F877A en C.

```
#include "E:\TESIS\LOGICAPIC\5LOGfinal.h"

void main()
{
    setup_adc_ports(NO_ANALOGS);
    setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_2);
    setup_psp(PSP_DISABLED);
    setup_spi(SPI_SS_DISABLED);
    setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
    setup_timer_1(T1_DISABLED);
    setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
    setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
    setup_vref(FALSE);

    set_tris_b(0xFF); //Configura el puerto b:b0-b3 como entradas, b4-b7 como salidas
    set_tris_d(0xFF); //Configura el puerto d;d0-d3 como entradas, d4-d7 como salidas
    set_tris_a(0x00);

    disable_interrupts(GLOBAL); //todas las interrupciones desactivadas

    IF (INPUT(PIN_B1)==0) //FINAL DE CARRERA DE LA EXTENSION
    {
        do{
            switch(input(PIN_B0))//VERIFICAMOS PIN DE LA EXTENSION
            {
```

```

CASE 1: OUTPUT_HIGH(PIN_B4); //EL PIN DE LA EXTENSION ESTA EN ALTO((EXISTE INTENCION DE
MOVIMIENTO POR PARTE DEL PACIENTE))

OUTPUT_HIGH(PIN_B5);

OUTPUT_LOW(PIN_B2); //POR SEGURIDAD SE PUEDE EN BAJO EL PIN DE LA FLEXION

DELAY_MS(500);

break;

CASE 0: OUTPUT_LOW(PIN_B4); //EL PIN DE LA EXTENSION ESTA EN BAJO((NO HAY INTENCION DE
MOVIMIENTO DE EXTENSION))

OUTPUT_LOW(PIN_B5);

break;

}

}while(INPUT(PIN_B1)==0&&INPUT(PIN_B2)==0&&INPUT(PIN_D0)==0 );

}

IF (INPUT(PIN_B1)==1)

{

OUTPUT_LOW(PIN_B4); //SE DETIENE LOS MOTORES DURANTE 3 SEG

OUTPUT_LOW(PIN_B5);

DELAY_MS(1000);

OUTPUT_HIGH(PIN_B6); //ACTIVAMOS LOS MOTORES DURANTE 3 SEG EN SENTIDO CONTRARIO
(SE LIBERA LA MANO)

OUTPUT_HIGH(PIN_B7);

DELAY_MS(3000);

OUTPUT_LOW(PIN_B6); //SE DETIENEN LOS MOTORES

OUTPUT_LOW(PIN_B7);

```

```

}

IF (INPUT(PIN_B3)==0)//FINAL DE CARRERA DE LA FLEXION

{

DO

{

switch(input(PIN_B2))//VERIFICAMOS PIN DE LA FLEXION

{

CASE 1: OUTPUT_HIGH(PIN_B6);//EL PIN DE LA FLEXION ESTA EN ALTO((EXITEN INTENCION DE
MOVIMIENTO POR PARTE DEL PACIENTE))

OUTPUT_HIGH(PIN_B7);

DELAY_MS(500);

BREAK;

CASE 0:OUTPUT_LOW(PIN_B6);

OUTPUT_LOW(PIN_B7);

BREAK;

}

}while(INPUT(PIN_B3)==0&&INPUT(PIN_D0)==0);//SE HACE TODO ESTO SIEMPRE Y CUANDO NO
ESTE ACTIVADO FIN DE CARRERA DE LA FLEXION

}

IF (INPUT(PIN_B3)==1)

{

OUTPUT_LOW(PIN_B6);

OUTPUT_LOW(PIN_B7);

DELAY_MS(3000);

```

```

OUTPUT_HIGH(PIN_B4);//ACTIVAMOS LOS MOTORES DURANTE 3 SEG EN SENTIDO CONTRARIO
(SE LIBERA LA MANO)

OUTPUT_HIGH(PIN_B5);

DELAY_MS(3000);

OUTPUT_LOW(PIN_B4);//DETENER LOS MOTORES

OUTPUT_LOW(PIN_B5);

}

IF (INPUT (PIN_D1)==0) //CONDICIONES PARA EL DEDO GORDO DE LA MANO

{

DO

{

SWITCH (input(pin_D0))

{

case 1:output_high(pin_d4);

output_high(pin_d6);

DELAY_MS(500);

break;

case 0:output_low(pin_d4);

output_low(pin_d6);

break;

}

}WHILE (INPUT(PIN_D1)==0);

}

IF (INPUT (PIN_D1)==1)

```

```
{  
  output_low(pin_d4);  
  output_low(pin_d6);  
  DELAY_MS(2000);  
  output_HIGH(pin_d5);  
  output_high(pin_d7);  
  DELAY_MS(2000);  
  OUTPUT_LOW(PIN_D5);  
  output_low(pin_d7);  
}
```