

Control de una mano virtual usando señales electromiográficas

Camilo Andrés Riaño Rios
Virgilio Eduardo Quintero Machado

Universidad Militar Nueva Granada
Ingeniería en Mecatrónica
Bogotá D.C.
2010

Control de una mano virtual usando señales electromiográficas

Camilo Andrés Riaño Rios
Virgilio Eduardo Quintero Machado

Trabajo de Grado

Orientador: Prof. Dr. Oscar F. Avilés S.

Universidad Militar Nueva Granada
Ingeniería en Mecatrónica
Bogotá D.C.
2010

Este trabajo quiero dedicarselo a Dios; a mis padres: Virgilio Quintero y Maria Elena Machado; a mis hermanos: Germán Alonso Quintero Machado, Daniel Enrique Quintero Machado y Sebastian Quintero Machado y a toda mi familia.

Quiero hacer una dedicación muy especial a mi madre quien siempre estuvo apoyándome en todo momento.

Virgilio Eduardo Quintero Machado

Dedico este trabajo a mis padres: Maritza Ríos y Carlos Riaño, quienes con su apoyo moral y económico me han permitido cumplir una de mis metas, a mi hermana Anamaría Riaño Ríos y a toda mi familia que siempre me han apoyado y motivado

Camilo Andrés Riaño Rios

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a Dios por darme la vida y a mi familia. Agradezco a mis padres Virgilio Quintero y Maria Elena Machado por el apoyo económico y moral que siempre me brindaron, a mis profesores que me guiaron durante la carrera y a todas las personas que me motivaron para seguir adelante.

Virgilio Eduardo Quintero Machado

Agradezco a mis padres Maritza y Carlos por todo su apoyo y paciencia, a mis profesores de carrera por enseñarme y guiarme, a mi compañero de proyecto, a nuestro director por su apoyo y a toda mi familia.

Camilo Andrés Riaño Rios

Nota de aceptación

El trabajo de grado titulado CONTROL DE UNA MANO VIRTUAL USANDO SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS, elaborado por los estudiantes Virgilio Eduardo Quintero Machado y Camilo Andrés Riaño Ríos, como requisito para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, fue aprobado por el jurado calificador, y en constancia firma:

Ing. Emilio Delgado
Presidente

Ing. Horacio Bernal Acero
Jurado

Ing. Byron Alfonso Perez
Jurado

Resumen

Este libro habla sobre la electromiografía y sus aplicaciones en el campo de la bioingeniería, en particular sobre la construcción de un brazalete de electrodos que permite al usuario controlar una mano en un ambiente virtual, se presentan fundamentos matemáticos, diseño electrónico, de control y del entorno virtual. Además se muestran resultados obtenidos a partir de pruebas realizadas, se proponen futuros trabajos relacionados con este y se obtienen conclusiones que ratifican la viabilidad de uso de las señales electromiográficas en control de dispositivos robóticos o de entornos virtuales.

This book talks about electromyography and its applications in bioengineering, particularly about the construction of an armband with electrodes that allows user to control a hand in a virtual environment, this document presents mathematical foundations, electronic design, control and virtual environment design. In addition, we show obtained results from testing, we propose future tasks related with this work and we obtain conclusions that confirm the feasibility of using the electromyography signals for the control of robotic devices or virtual environments.

Índice general

1. Introducción	7
1.1. Antecedentes y desarrollos disponibles.	7
1.1.1. Electromiógrafo digital de 4 canales	7
1.1.2. Mano robot de cuatro dedos.	8
1.1.3. Exoesqueleto para asistencia mecánica del codo.	9
1.1.4. Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior.	10
1.1.5. Exoesqueleto para control de robot manipulador	10
1.2. Motivación	11
1.3. Justificación	11
2. Revisión de la Literatura	13
2.1. Detección precisa de la fuerza de agarre y postura de amputados vía electromiografía de superficie.	13
2.2. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano .	14
2.3. Estrategia para la identificación de modos de locomoción usando electromiografía de superficie.	15
2.4. Análisis inicial de señales de EMG de las funciones de la mano asociadas a tareas de rehabilitación	15
2.5. Anatomía de la mano y antebrazo	16
3. Biopotenciales y Electrofisiología	19
3.1. Introducción	19
3.2. Origen de los biopotenciales	19
3.3. Biopotenciales	20
3.4. Electromiografía	21
3.4.1. Características de las señales EMG	22
3.5. Electroodos	23
3.6. Amplificador de Biopotenciales	24
3.7. Normatividad para electromiografía	25
3.7.1. Resultados de la investigación del proyecto SENIAM.	26
3.7.2. Localización de los electrodos	26
3.8. Diseño electrónico del equipo de EMG	27
4. Diseño del sistema de control.	35
4.1. Redes Neuronales.	35
4.1.1. La Neurona.	35
4.1.2. Redes Neuronales	36
4.1.3. Historia de la Redes Neuronales	36
4.1.4. Redes Neuronales Artificiales	36
4.1.4.1. Aprendizaje basado en corrección de error	37

4.1.4.2.	Aprendizaje basado en la memoria	37
4.1.4.3.	Aprendizaje competitivo	37
4.1.4.4.	Aprendizaje con profesor	38
4.1.4.5.	Aprendizaje sin profesor.	38
4.2.	Procesamiento de señales	39
4.2.1.	Introducción	39
4.2.2.	Aproximación Temporal	39
4.2.2.1.	Cruces por cero	40
4.2.2.2.	Valor RMS	40
4.2.2.3.	Cambios de pendiente	41
4.2.2.4.	Longitud de Onda	42
4.2.3.	Aproximación Espectral	42
4.2.3.1.	Periodograma	43
4.2.3.2.	Espectrograma	43
4.2.4.	Implementación del sistema de control	44
5.	Diseño entorno virtual	48
5.1.	Introducción	48
5.2.	Diseño e implementación del entorno virtual	48
6.	Validación experimental	52
7.	Conclusiones	54
8.	Recomendaciones para trabajos futuros	56
A.	CONVERSION A/D	59
B.	PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL AD620	61
C.	PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL TL074	63
D.	PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL PIC18f4550	65
E.	TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER	67
F.	PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR	68
G.	CIRCUITO IMPRESO	70

Índice de figuras

1.1. Diagrama de bloques del sistema	7
1.2. Electromiógrafo digital de 4 canales	8
1.3. Electromiógrafo digital de 4 canales (circuito)	8
1.4. Mano Robot de cuatro dedos	9
1.5. Exoesqueleto para rehabilitación U.M.N.G	9
1.6. Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior	10
1.7. Control de los movimientos de un manipulador antropomórfico de 6 grados de libertad por medio de un dispositivo de inmersión	11
2.1. Pacientes con electrodos de superficie para electromiografía practicando el uso del miembro fantasma	13
2.2. Electrodos de superficie para electromiografía distribuidos en los músculos del antebrazo	14
2.3. Distribución de electrodos de superficie para electromiografía en las piernas	15
2.4. Músculo flexor comun superficial de los dedos (brazo izquierdo)	17
2.5. Músculo abductor largo del pulgar (brazo derecho)	18
2.6. Huesos de la mano (mano derecha)	18
3.1. Neurona multipolar	20
3.2. Unión del músculo al hueso	21
3.3. Muestras de formas de onda: (a) ECG, Ritmo sinusoidal normal; (b) EEG, Paciente normal con los ojos abiertos; (c) EMG, Flexión de los músculos biceps; (d) EOG, Movimiento de los ojos de izquierda a derecha.	23
3.4. a. electrodo de aguja unipolar, b. electrodo de aguja concéntrico bipolar, c. electrodo de superficie para EMG	24
3.5. Electrodos de disco para sEMG	24
3.6. Diseño esquemático de las etapas del amplificador de biopotenciales	25
3.7. Posicionamiento de los electrodos segun la normatividad	27
3.8. Diagrama en bloques del equipo electrónico de EMG	27
3.9. Configuración de la primera etapa de amplificación (AD620)	28
3.10. Configuración de la etapa de amplificación y filtrado (TL074)	28
3.11. Diagrama de bode del filtro pasa altos implementado	29
3.12. Diagrama de bode del filtro pasa bajos implementado	30
3.13. Configuración de la etapa de amplificación y filtrado (TL074) para el músculo abductor largo del pulgar	31
3.14. Configuración Filtro rechaza banda de 60Hz	31
3.15. Configuración de la etapa para darle un nivel DC a la señal de sEMG	32
3.16. Configuración del Microcontrolador	32
3.17. Diagrama de Flujo Microcontrolador	33
3.18. Caja para el equipo de sEMG	33
3.19. Brazaletes de electrodos	34

3.20. Forma de introducción de los electrodos en el brazalete	34
4.1. Neurona Artificial	35
4.2. Esquema de una red neuronal artificial	37
4.3. Diagrama de bloques del aprendizaje supervisado	38
4.4. Diagrama de bloques del aprendizaje con refuerzo	39
4.5. Señal EMG con los cruces por cero marcados	40
4.6. Señal EMG con el valor RMS marcado	41
4.7. Señal EMG con marcas en los lugares donde cambia de signo la pendiente	42
4.8. Señal discreta demostrativa para el cálculo de la longitud de onda	42
4.9. PSD de una señal EMG con la potencia máxima y promedio marcadas	43
4.10. Primeras 200 muestras despues de un movimiento	44
4.11. Movimiento de memoria	45
4.12. Características extraidas de la señal “hold”	47
5.1. Modelado de la falange distal del dedo pulgar (3ds max)	49
5.2. Imagen de la mano terminada en el tutorial de 3DS max (extraida de [1])	49
5.3. Mano virtual en un entorno de java3D	50
5.4. Articulaciones de los dedos de la mano	50
6.1. Gráfico de columnas tomando una respuesta de la red neuronal	52
6.2. Gráfico de columnas tomando dos respuestas consecutivas de la red neuronal.	53
B.1. Primera Página del manual AD620	62
C.1. Primera página del manual TL074	64
D.1. Primera página del manual pic18f4550	66
G.1. Circuito impreso para equipo de sEMG	70

Índice de cuadros

4.1. Primeras 5 columnas de la matriz de respuestas esperadas.	45
4.2. Tabla de relación entre los movimientos de la mano y su respectiva simulación virtual. .	46
4.3. Algunas posturas que se pueden lograr adicionando el movimiento de memoria a la simulación	47
6.1. Porcentajes de acierto con una sola respuesta de la red neuronal	52
6.2. Porcentajes de acierto del sistema	53

Capítulo 1

Introducción

El desarrollo tecnológico relacionado con el uso de señales de origen electrofisiológico en tareas de rehabilitación para pacientes con discapacidad y/o en interacción hombre-máquina, ha estado en constante crecimiento por su gran utilidad en el control de dispositivos robóticos además de su uso para actividades en el área de rehabilitación para pacientes con algún tipo de discapacidad motora.

Este documento contiene información teórica y científica acerca del desarrollo de un brazalete que utiliza señales Electromiográficas (EMG) tomadas en el antebrazo de una persona adulta, con la finalidad de controlar una mano dentro de un entorno virtual, el diagrama de bloques de todo el sistema se muestra en la figura 4.3.

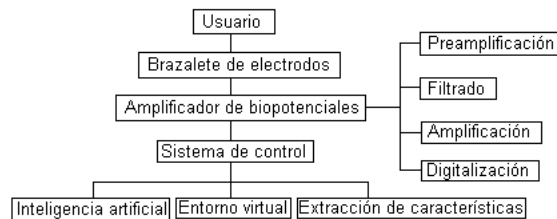


Figura 1.1: Diagrama de bloques del sistema

1.1. Antecedentes y desarrollos disponibles.

La Universidad Militar Nueva Granada (UMNG). en su programa de Ingeniería Mecatrónica ha mostrado interés en incentivar la investigación en el campo de la rehabilitación en pacientes con discapacidad y en el desarrollo de prótesis robóticas, a continuación se muestran algunos trabajos desarrollados por estudiantes y/o grupos de investigación.

1.1.1. Electromiógrafo digital de 4 canales

En el año 2008 las estudiantes de Ingeniería Mecatrónica Adriana Cáceres D. y Diana Beltrán Peña desarrollaron el proyecto “Diseño y construcción de un electromiógrafo digital de 4 canales” [2], que es un dispositivo que posee entrada para 4 electrodos y cuenta con el diseño de un circuito impreso en su interior para el acondicionamiento y digitalización de las señales para su posterior visualización en un PC, (ver figuras 1.2 y 1.3).

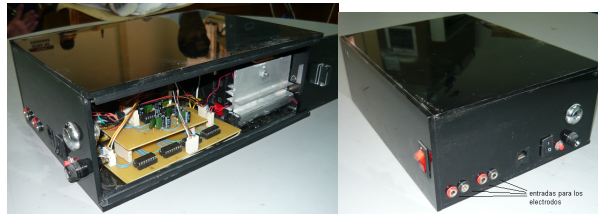


Figura 1.2: Electromiógrafo digital de 4 canales

La ventaja más importante que impulsó el desarrollo del electromiógrafo digital de 4 canales fué su utilidad para posteriores trabajos en el área de rehabilitación e iniciar una línea de investigación para la U.M.N.G. en el campo del uso de señales electrofisiológicas para el control de dispositivos o aplicaciones biomecátrónicas.

La mayor desventaja de este trabajo es la complejidad del sistema electrónico para el acondicionamiento de las señales electromiográficas, el circuito final además de ser grande y pesado, tiene limitaciones en la comunicación con el PC debido a que usa el protocolo RS-232 causando problemas de ancho de banda en la transmisión.

Este trabajo fué presentado en el tercer congreso de bioingeniería e ingeniería biomédica de Pereira en el año 2008 por parte del grupo de investigación DAVINCI de la U.M.N.G.

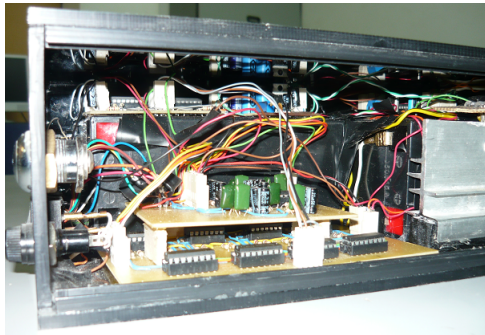


Figura 1.3: Electromiógrafo digital de 4 canales (circuito)

1.1.2. Mano robot de cuatro dedos.

En el 2006 los Ingenieros Julian Rondon y Gustavo Ocampo desarrollaron el trabajo “Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos” [3] (ver figura 1.4). En este trabajo se presenta una mano robot la cual cuenta con 12 grados de libertad (GDL) y es utilizada para aplicaciones en investigación en el area de manipulación y para aplicaciones de teleoperación. El sistema de actuación para la generación del movimiento en cada uno de los dedos de la mano se realiza por medio de guayas, las cuales son actuadas por servomotores, cada uno de los dedos posee 3 GDL, de los cuales son utilizados 2GDL para las acciones de flexión/extensión y el otro GDL para la abducción/aducción. Esta mano fué presentada en el XII congreso latinoamericano de control automático de Salvador, Bahía - Brazil en el año 2006.

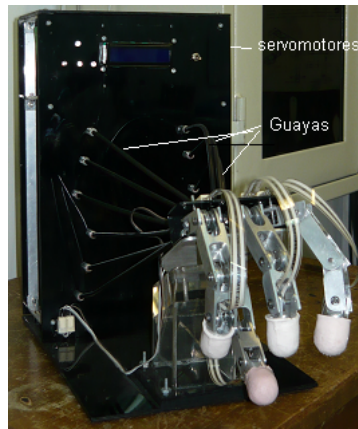


Figura 1.4: Mano Robot de cuatro dedos

Este proyecto cumple con las funciones básicas de agarre de una mano, además proporciona un análisis cinemático de los dedos y un análisis de contacto. La mayor desventaja tiene que ver con la manipulación de los objetos debido al sistema de transmisión de movimiento utilizado.

Actualmente la mano cuenta con un control a través de un sistema embebido proporcionando una mejora en la movilidad del dispositivo y en la programación de los movimientos, incrementando la velocidad de procesamiento proveniente de los sensores de presión ubicados en la punta de cada uno de los dedos.

1.1.3. Exoesqueleto para asistencia mecánica del codo.

En el año 2008 es presentado por el estudiante de Ingeniería Mecatrónica Diego Andrés Monroy Cárdenas como proyecto de grado el trabajo “Diseño e implementación de un exoesqueleto para asistencia mecánica en el movimiento de flexión y extensión del codo” [4], (ver figura 1.5), este es un dispositivo que mide a través de un potenciómetro lineal, o con técnicas de electromiografía de superficie, el ángulo de flexión/extensión del codo para reproducirlo en un exoesqueleto mecánico y así asistir a un paciente durante un proceso de rehabilitación. El trabajo incluye el diseño de la fuente de poder para el dispositivo, además del control para el motor que fue diseñado e implementado con un controlador PID (Proporcional, Integral, Derivativo) difuso.

Se obtuvo una precisa reproducción de los movimientos del usuario en el dispositivo debido a la utilización del controlador PID difuso en lugar de un PID clásico. La respuesta del sistema fue subamortiguada, esto produjo un retardo de aproximadamente medio segundo en la respuesta del dispositivo después de que el usuario realiza algún movimiento.



Figura 1.5: Exoesqueleto para rehabilitación U.M.N.G

Este trabajo fué presentado en el tercer congreso de bioingeniería e ingeniería biomédica de Pereira en el 2008 por parte del grupo de investigación DAVINCI de la U.M.N.G.

1.1.4. Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior.

En el año 2004 fue presentado por los estudiantes de Ingeniería Mecatrónica Ricardo Enrique Gutierrez Carvajal y Fernando Vanegas Alvarez como proyecto de grado el trabajo titulado “Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior” [5] (ver figura 1.6), creado por la necesidad de realizar terapias en miembro superior de una manera controlada y repetitiva, en la que se pueda llevar un registro cronológico de la evolución del paciente.

Consiste en una máquina que realiza terapias de movimiento pasivo en miembro superior. Para esto se diseñó una estructura con forma de exoesqueleto, que realiza movimientos en tres grados de libertad al brazo del paciente.

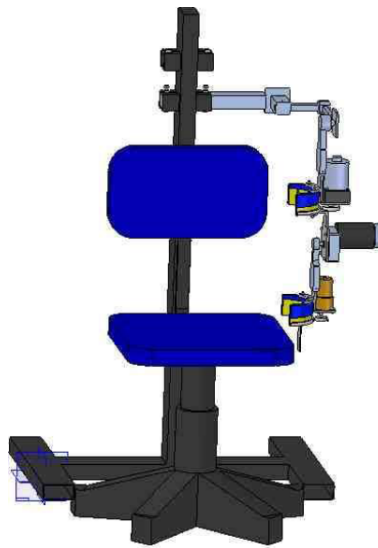


Figura 1.6: Prototipo mecatrónico para rehabilitación de miembro superior

Es una máquina que ofrece un alto grado de eficiencia ya que se aprovecha el espacio al máximo, pudiéndose realizar en una sola máquina ejercicios de tres articulaciones distintas.

1.1.5. Exoesqueleto para control de robot manipulador

En el año 2004 fue presentado por los estudiantes de Ingeniería Mecatrónica Ricardo Andres Castillo Estepa y Carlos Dario Velasquez Garnica como proyecto de grado el trabajo titulado “Control de los movimientos de un manipulador antropomórfico de 6 grados de libertad por medio de un dispositivo de inmersión” [6] (ver figura 1.7), se realizó con el propósito de aplicar los conocimientos adquiridos en áreas tales como realidad virtual, programación, electrónica y mecánica, de forma que mediante la reunión de estas disciplinas se pueda dar solución a problemas tales como el posicionamiento del manipulador UMNG-1, mediante la teleoperación en un ambiente inmersivo.

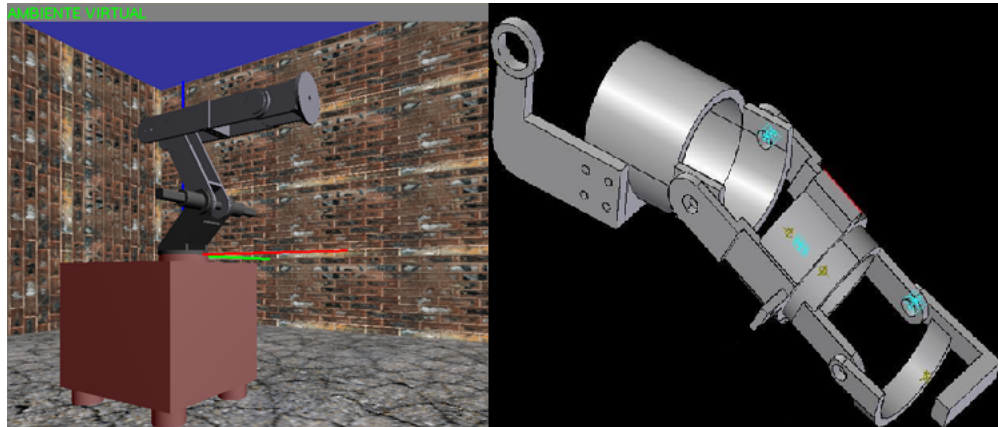


Figura 1.7: Control de los movimientos de un manipulador antropomórfico de 6 grados de libertad por medio de un dispositivo de inmersión

En este trabajo se logró sensar con potenciómetros lineales los ángulos de giro de cada una de las articulaciones del brazo de un operario para de esta forma reproducir los movimientos en el brazo antropomórfico virtual de 6 grados de libertad.

1.2. Motivación

Los efectores finales (*grippers*) o manos antropomórficas son diseñados para realizar diversas funciones, como por ejemplo garras de dedos paralelos, herramientas de soldadura y pinzas especializadas y son comúnmente utilizados en sistemas robóticos actuales. Este tipo de interfaces son utilizadas en robótica de manipuladores y últimamente se ha ampliado el espectro de aplicaciones llegando a su uso en sistemas biomecatrónicos.

Existe una gran variedad de dispositivos biomecatrónicos para diferentes tipos de tareas, los cuales exigen una gran flexibilidad, y por tanto, se hace necesario buscar técnicas alternativas para interactuar con estos dispositivos. En el caso de las manos robóticas, estos son mecanismos automatizados que permiten la manipulación y el agarre de objetos, la principal motivación para desarrollar este proyecto es que permite investigar, aprender y enlazar conceptos de anatomía e ingeniería para aportar a la comunidad científica y a la sociedad en general, estudios y avances relacionados con estos temas; además de la gran motivación por las múltiples aplicaciones en los amputados por accidentes de trabajo, máxime en donde en nuestra realidad nacional hay una alta población de amputados por el problema de guerra interno.

1.3. Justificación

En Colombia las amputaciones no sólo se dan por enfermedades, sino por accidentes de toda índole, además de los ocasionados por el conflicto armado. Aunque no hay cálculos exactos, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada 100.000 habitantes. Esta cifra se calcula teniendo en cuenta que aproximadamente el 10% de la población tiene algún tipo de discapacidad, y que entre 5-10% de los discapacitados son amputados[7].

El problema de las minas antipersona existe en Colombia desde hace más de veinte años, sin embargo en los últimos años, en vez de disminuir, ha aumentado de manera desproporcionada. De hecho, Colombia es el único país en América Latina y uno de los pocos en el mundo donde cada día se siembran más minas antipersona. Así, en el cuatrienio comprendido entre los años 1998 y 2001

ocurrieron en el país 274 accidentes con minas antipersona, y en el siguiente cuatrienio comprendido entre los años 2002 y 2005 la cifra se elevó a 1.829 accidentes, lo que significa un aumento de 568 % en el número de accidentes en los esos 8 años.[8]

De otro lado, resulta difícil determinar el número exacto de minas antipersonal plantadas en el país por diversas razones. En los casos en que las minas son utilizadas con fines tácticos, la rapidez e irregularidad con que son colocadas hace que sea imposible elaborar mapas o señalar los lugares en que han sido plantados estos artefactos. Esto, sumado a que las minas son móviles por múltiples causas como inundaciones, lluvias, movimientos telúricos y huracanes, que hacen que estos artefactos se desplacen sin ser detectados, y perdurables en el tiempo, pues se calcula que pueden durar décadas o quizás siglos, hace que no se conozca con exactitud cuántas minas hay sembradas y activas en la actualidad.[8]

Respecto a la distribución geográfica, una gran parte del país ha sido afectada por este tipo de arma. Durante los últimos 10 años (hasta el año 2005) se registraron eventos con minas en 31 de los 32 departamentos y en 567 municipios, es decir en el 50 % del total del país. Estos eventos se concentraron en los departamentos de Antioquia con el 23 %, Meta y Bolívar con el 9 % cada uno, Caquetá con el 8 %, Cundinamarca con el 6 %, Santander, Arauca y Norte de Santander con el 5 % cada uno y Cauca con el 4 %.[8]

Además de accidentes y amputaciones ocasionadas por el conflicto armado, se encuentran:

- **Amputaciones congénitas:** Cuando un niño nace con la ausencia uno o más de sus miembros.
- **Amputaciones traumáticas:** Cuando hay pérdida de algún miembro después de un accidente o traumatismo.
- **Amputaciones relacionadas con una enfermedad:** Cuando son generadas por algún tipo de trastorno físico como infecciones, cáncer, diabetes, enfermedades cardiovasculares.

El desarrollo de este proyecto tiene como objetivo general *“Controlar una mano virtual con señales EMG (Electromiográficas) utilizando electrodos de superficie para el entrenamiento en la generación de patrones de movimiento”* y se soporta en la necesidad de rehabilitar y entrenar de una forma no invasiva, pacientes que han sufrido una amputación en miembro superior (mano); de igual manera es una contribución para seguir una línea de investigación orientada al uso de las señales electrofisiológicas para el desarrollo de soluciones biomecátricas.

Las metas específicas de este proyecto además de investigar acerca de los temas tratados son: crear un ambiente virtual para la simulación del movimiento de la mano, captar señales Electromiográficas con electrodos de superficie para procesarlas y clasificarlas, acondicionar electrónicamente las señales proporcionadas por los electrodos, diseñar y construir un brazalete con electrodos, establecer comunicación desde el circuito acondicionador hacia un PC, identificar patrones en las señales EMG proporcionadas por los movimientos de los dedos para reproducirlos en un ambiente virtual, realizar pruebas en el ambiente virtual y por último se tiene como meta importante escribir un artículo para publicación y/o presentación en eventos científicos.

Capítulo 2

Revisión de la Literatura

A continuación se citan algunos trabajos relacionados con los temas abordados en este proyecto.

2.1. Detección precisa de la fuerza de agarre y postura de amputados vía electromiografía de superficie.

En el año 2008 Los italianos, Claudio Castellini, Emanuele Gruppioni, Angelo Davalli, Giulio Sandini de la Universidad de Genova, centro de prótesis Inail y del instituto italiano de tecnología[9] hablan en su trabajo acerca del estudio para que los discapacitados puedan usar una prótesis controlada por impulsos musculares captados con la técnica de electromiografía, algo que los autores llaman usar el miembro fantasma.

Mover el miembro fantasma es usar los músculos que los pacientes usarían si aún tuvieran la extremidad, con el movimiento de los músculos que quedan se establecen relaciones de acuerdo al tipo de movimiento que se quiere realizar.

Los autores realizaron un experimento en el cual, entrenaron una SVM (*Support Vector Machine*) usando 5 electrodos comerciales para electromiografía de superficie, para la captura de patrones electrofisiológicos de movimiento mientras son usados con diferentes posturas y fuerzas moviendo sus miembros fantasma, (ver figura 2.1). Después de algunos estudios se demostró que algunos amputados operados hace décadas todavía producen señales distintas y estables para diferentes posturas y fuerzas, la SVM clasifica la postura con una precisión por encima del 95 % y la fuerza con un error aproximado del 7 % del rango de señal a 25Hz, estos valores están de acuerdo a pruebas en personas saludables controlando una mano mecánica, la conclusión obtenida es que los pacientes podrían controlar una prótesis teniendo en cuenta la fuerza y la posición.



Figura 2.1: Pacientes con electrodos de superficie para electromiografía practicando el uso del miembro fantasma

2.2. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano

En el año 2007 el grupo de la Universidad del Cauca compuesto por Harold A. Romo, Esp., Judy C. Realpe, Ing., Pablo E. Jojoa, Ph.D., basados en la idea de que la electromiografía es una herramienta muy importante para el control de dispositivos virtuales, respetan la integridad de pacientes discapacitados al usar una prótesis y garantizan su capacidad para ser reutilizables de un paciente a otro además de su fácil remoción para mantenimiento y calibración presentaron en su artículo las formas más utilizadas para el análisis y extracción de las señales motoras con fines de aplicación al control de prótesis de mano [10].

Hudgins et al. [11] en 1993, encontraron en las señales sEMG (Electromiográficas de Superficie) una estructura inherente para cada tipo de contracción, que a pesar de mostrar una componente determinística, también contiene una componente aleatoria. Una forma de retener esta información estructural es segmentando la forma de onda transiente y determinar el conjunto de características a partir de datos estadísticos evaluados en cada segmento. Sin embargo esta naturaleza estocástica no estacionaria de la señal, justificó la investigación y aplicación de nuevas técnicas de análisis de señales. Así fué como el análisis espectral empezó a considerarse como un complemento al análisis temporal clásico. En 1993, propusieron por primera vez una estrategia de control de dispositivos artificiales utilizando señales sEMG, logrando discriminar cuatro movimientos diferentes (extensión del codo, flexión de muñeca y rotación humeral radial/lateral), a partir de sEMG y con extracción de características temporales y clasificación de movimientos mediante una Red Neuronal ANN (*Artificial Neural Network*) de dos capas, (ver figura 2.2).

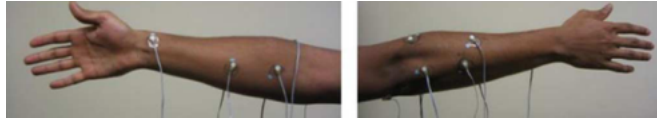


Figura 2.2: Electrodo de superficie para electromiografía distribuidos en los músculos del antebrazo

En 1999, Englehart et al. [12] propusieron la clasificación de señales EMG en su fase transiente, siendo pioneros en introducir la transformada *Wavelet* en la representación tiempo-frecuencia de la señal. Analizaron las señales EMG correspondientes a cuatro patrones de movimientos del codo y antebrazo, extrayendo características espectrales con STFT (*Short Time Fourier Transform*), DWT (*Discrete wavelet transform*) y WPT (*Wavelets, Pulses and Transitions*) y comparándolas con las características del dominio temporal TD (*Temporal Domain*) propuestas por Hudgins.

En 2002, Ferguson S y Dunlop G., [13] desarrollaron un sistema que permitió identificar cuatro tipos de agarre complejos (esférico, cilíndrico, de pinza y lateral) a partir de señales EMG utilizando en la extracción de características las técnicas STFT, AR (*Autoregressive Model*), DWT y la deconvolución. Para la clasificación se probaron métodos estadísticos (Distancias Euclídea y de Mahalanobis) y redes neuronales. Concluyeron que la misma combinación de técnicas tanto de extracción de características como de clasificación de patrones no tiene el mismo desempeño para todos los pacientes, por lo que el dispositivo deberá adaptarse para cada paciente. El hecho de tener que adecuar la prótesis a cada paciente pasó a ser un punto de interés para los investigadores quienes vislumbraron su solución en el uso de redes neuronales y lógica difusa afirmando que las sEMG no son señales estrictamente repetibles y muchas veces aún contradictorias.

2.3. Estrategia para la identificación de modos de locomoción usando electromiografía de superficie.

En 2009 He Huang, T. A. Kuiken, y R. D. Lipschutz [14] demuestran un primer intento de desarrollar y evaluar una fase que depende del algoritmo de reconocimiento de patrones de electromiografía (EMG-PR) para identificar los modos de locomoción, (ver figura 2.3). Los resultados de este estudio piloto sugieren que el concepto de la fase de diseño depende del reconocimiento de patrones que es viable para el diseño de prótesis de piernas controladas neuronalmente.

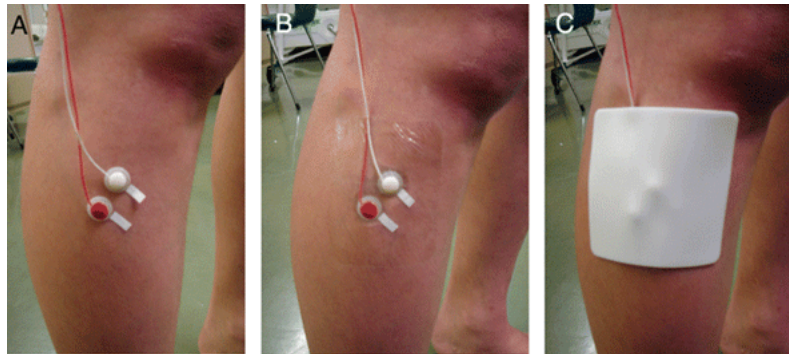


Figura 2.3: Distribución de electrodos de superficie para electromiografía en las piernas

Para los análisis se realizó la captura de señales después de hacer unas pruebas de locomoción sincronizadas (Siete modos de circulación se investigaron: a nivel de tierra para caminar, pisar más de un obstáculo, ascendiendo escaleras, bajar escaleras, girar ipsilateral, contralateral de inflexión, y de pie) sobre 8 pacientes sin problemas ortopédicos, y dos pacientes con amputación transfemoral (TF).

Los resultados preliminares de este ensayo sugieren que el control neuronal da información suficiente para una clasificación exacta de los diversos modos de locomoción, se puede extraer de las señales de EMG de los músculos registradas por encima de la rodilla en sujetos sanos y, posiblemente, las personas con amputación TF. Se demostró también que para pacientes amputados, los músculos de la cadera son más importantes para mejorar la precisión en el modo de identificación de la postura, lamentablemente, es difícil en la práctica del registro de la EMG, el manejo de señales de los músculos de cadera usando una prótesis.

2.4. Análisis inicial de señales de EMG de las funciones de la mano asociadas a tareas de rehabilitación

Este trabajo es desarrollado por Huang, Low, y Lim [15] en 2009. Aquí son desarrollados experimentos para analizar las señales de EMG de los músculos de la mano durante varios de sus movimientos funcionales. Es estudiada la conducta en los cuatro músculos individuales de la muñeca (ECR (*Extensor Carpi Radialis*), ECU (*Extensor Carpi Ulnaris*), FCR (*Flexor Carpi Radialis*) y FCU (*Flexor Carpi Ulnaris*)) muestra que sus 4 movimientos pueden ser fácilmente distinguidos mediante el cálculo del porcentaje de cambio en los potenciales de la señal de EMG en reposo, con respecto a los potenciales durante el periodo de movimiento. Los cambios de potencial fueron monitoreados para cada una de las 6 funciones básicas de la mano: dedo en flexión, extensión de los dedos, pulgar encogido, extensión del pulgar, flexión de las articulaciones Carpometacarpianas (CMC) y las Metacarpofalángicas (MCP). Según estos estudios se evidencia que es más complicado distinguir diversas funciones de la mano, debido a la alta densidad de músculos en el antebrazo, lo que conduce a los problemas de *Cross Talking* o problemas de interferencia. Para las pruebas, 13 sujetos estuvieron involucrados en las

tareas de movimiento de las 6 funciones básicas de la mano y las señales de EMG se registraron y se almacenaron. Sólo los músculos asociados a cada uno de los movimientos fueron monitoreados para simplificar el análisis de los patrones de la señal. Los resultados mostraron que la magnitud EMG fue significativamente diferente en casos individuales. Esto podría atribuirse a una serie de factores, tales como el esfuerzo individual, condición de la piel, etc, que son características que afectan la interface para la toma de las señales de EMG.

2.5. Anatomía de la mano y antebrazo

Es de gran importancia conocer los conceptos básicos de la anatomía muscular de la mano y el antebrazo con la finalidad de conocer cual grupo muscular interviene durante cada uno de los movimientos, esto permite una adecuada distribución de electrodos para captar los impulsos eléctricos generados en los diferentes movimientos, como por ejemplo en la flexión/extensión del dedo índice, en la flexión/extensión del pulgar, abducción/aducción del pulgar, etc. También es importante conocer la anatomía de los huesos de la mano para hacer el diseño de una mano virtual similar a una mano humana.

La región muscular del antebrazo está compuesta por veinte músculos, y se dividen en tres regiones musculares:

- Región anterior.
- Región postero-externa.
- Región posterior.

Región anterior

Contiene cuatro planos musculares con ocho músculos, que son, del más superficial al más profundo:

- Primer plano: En sentido lateromedial, encontramos
 - Pronador redondo
 - Palmar mayor, o flexor radial del carpo
 - Palmar menor, o palmar largo
 - Cubital anterior, o flexor cubital del carpo
- Segundo plano: Se encuentra el Flexor común superficial de los dedos
- Tercer plano
 - Flexor común profundo de los dedos
 - Flexor largo del pulgar
- Cuarto plano
 - Pronador cuadrado

Región posteroexterna del antebrazo

Contiene cuatro músculos que son, del más superficial al más profundo:

- Supinador largo, o braquiorradial
- Extensor radial largo del carpo
- Extensor radial corto del carpo
- Supinador corto, o supinador

Región posterior del antebrazo

Contiene dos planos musculares con un total de ocho músculos:

- Plano superficial, Contiene cuatro músculos: Descritos en sentido lateromedial, encontramos:
 - Ancóneo
 - Extensor común de los dedos, dividido en tres fascículos
 - Extensor propio del meñique
 - Cubital posterior
- Plano profundo, Contiene cinco músculos: Descritos en sentido lateromedial y anteroposterior encontramos:
 - Extensor corto del Pulgar
 - Abductor largo del Pulgar
 - Extensor largo del Pulgar
 - Extensor propio del Índice
- En la parte más superior del antebrazo se encuentra el pequeño músculo ancóneo.

Teniendo en cuenta que se requiere una distribución de electrodos que permita el uso del brazalete en pacientes con amputación de la mano, se hace necesario utilizar los músculos del antebrazo para captar sus señales eléctricas.

Al conocer las posibles aplicaciones de este trabajo, se seleccionaron: el músculo flexor común superficial de los dedos y el abductor largo del pulgar, para lograr un control natural de la mano virtual debido a su directa relación con la flexión de los dedos. (ver figuras 2.4 y 2.5).

El músculo flexor común superficial de los dedos se extiende a lo largo del brazo y por toda la mano hasta la segunda articulación de cada dedo (menos el pulgar), este músculo tiene tres cabezas, la primera deriva del epicóndilo interno del húmero, la segunda deriva de la apófisis cronoides del cúbito, y la tercera a lo largo de una porción de la diáfisis del radio. Todas estas convergen en un tendón que a su vez se convierte en cuatro tendones que pasan bajo el retináculo flexor y siguen hacia cada uno de los dedos exceptuando al pulgar. Estos se insertan a cada lado de la falange media, separados en sus extremos y permitiendo a los tendones del flexor profundo de los dedos pasar a través del músculo, (ver figura 2.4).[16]

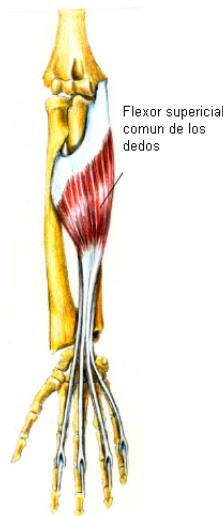


Figura 2.4: Músculo flexor común superficial de los dedos (brazo izquierdo)

El músculo abductor largo del pulgar ayuda a doblar el dedo pulgar y con él la muñeca hacia afuera cuando se enfrenta a la palma hacia adelante. Surge un poco por encima del eje a lo largo de la parte de atrás de mitad de el radio y la membrana interósea para fusionarse en una tendón que se inserta en la base del primer metacarpiano que forma la base del pulgar, (ver figura 2.5).[16]

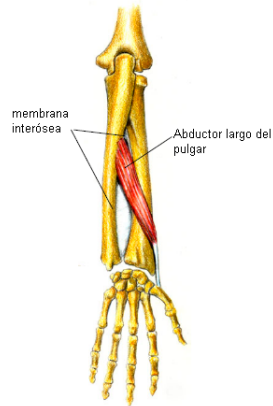


Figura 2.5: Músculo abductor largo del pulgar (brazo derecho)

Los huesos de la mano y la muñeca están divididos en tres áreas, el carpo, el metacarpo, y las falanges. Hay ocho huesos en la muñeca llamados los huesos del carpo. Estos están alineados en dos filas de cuatro cada una, todos ellos articulan con los demás excepto el pisiforme, el cual se sitúa en la parte superior de el hueso piramidal. Yendo desde la articulación con el hueso del radio hasta las articulaciones con los huesos del metacarpo, se tiene: el escafoide, que se articula con el radio, el semilunar, piramidal, y el pisiforme. En la parte interna o fila proximal están el trapecio, que se encuentra en la base del pulgar, el trapezoide, el capitado y los huesos en forma de gancho. Hay dos pequeños huesos sesmoides sobre el final distal del metacarpo del pulgar, y otro, el gancho, una proyección sobre el hueso en forma de gancho en la muñeca.

Los huesos del metacarpo forman el cuerpo de la mano y son largos y delgados con finales nudosos. Las falanges forman los dedos. El dedo pulgar tiene dos falanges llamadas huesos proximal y distal. Los otros dedos tienen tres llamadas huesos proximal, medio y distal. Proximal significa “El más cercano al centro del cuerpo”, distal significa “el más lejano del centro del cuerpo”, (ver figura 2.6).[16]

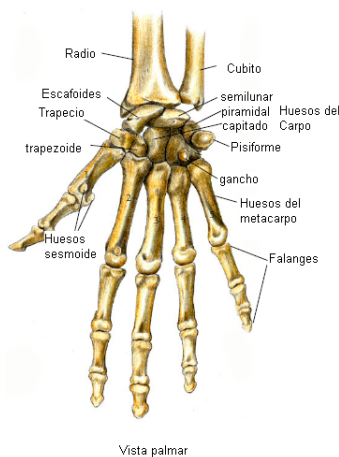


Figura 2.6: Huesos de la mano (mano derecha)

Capítulo 3

Biopotenciales y Electrofisiología

3.1. Introducción

Durante los últimos 50 años la disciplina de la ingeniería biomédica ha evolucionado hasta convertirse actualmente en un campo con diversos enfoques, incluye áreas como la biomecánica, biomateriales, bioinstrumentación, imágenes médicas, ingeniería de rehabilitación, biosensores, biotecnología e ingeniería de tejidos.

Para el desarrollo de este trabajo se hace necesario tener conocimientos acerca de Ingeniería Biomédica y su aplicación en tareas de rehabilitación con el uso de los biopotenciales y la bioinstrumentación. En este capítulo se tratarán temas como el origen de los biopotenciales, los tipos de biopotenciales, la electromiografía y sus características, electrodos y tipos, normatividad para electromiografía y realizaremos el diseño de un equipo electrónico para EMG.

3.2. Origen de los biopotenciales

A partir del siglo XVIII los egipcios y los griegos descubrieron que si se aplica una señal eléctrica a los músculos, estos presentan algún tipo de contracción, lo que los llevo a concluir que el movimiento de los músculos tiene una relación directa con la electricidad, entonces, después de muchos estudios a lo largo de la historia se determinó que cuando se genera un movimiento muscular también se debe generar un impulso eléctrico que lleve a tal movimiento, impulso al que se le denominó **Biopotencial**.

El tejido muscular es el que produce casi todos los movimientos que realizan los animales con células musculares largas y delgadas en forma de huso que forman el tejido muscular, estas células o fibras musculares están formadas por un haz de pequeñas fibras o miofibrillas compuestas fundamentalmente de 2 proteínas, miosina y actina, las cuales al ser estimuladas convenientemente se acortan o contraen aproximando así las partes en que está inserto el músculo[17].

El tejido nervioso deriva del ectodermo (capa celular más externa del embrión) y está compuesto por células muy especializadas en la conducción de impulsos, llamadas neuronas y células que las sostienen y nutren formando la neuroglia. Existen dos clases de neuronas, la nerviosa y la neuroglial que se encargan de producir los impulsos eléctricos del sistema nervioso y del procesamiento cerebral de la información respectivamente. Estas clases de neurona pueden ser bipolares o multipolares, una neurona bipolar consta de un cuerpo grande y dos prolongaciones: una transmite los estímulos hacia el cuerpo celular (dendrita) y otra lleva los impulsos procedentes de la célula (axón). Las células multipolares tienen varias dendritas y un solo axón. Las neuronas se comunican en uniones llamadas sinápsis[17].

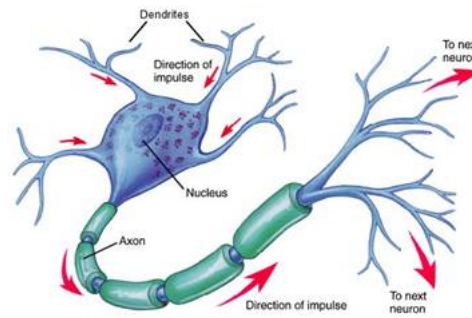


Figura 3.1: Neurona multipolar

Las neuronas, (ver figura 3.1) tienen un potencial eléctrico entre el interior y el exterior de la célula los cuales están separados por una membrana celular que posee permeabilidad selectiva a los iones y es la responsable del potencial de la neurona el cual está aproximadamente entre 60 y 90 mV dependiendo de la célula. Una neurona puede cambiar el potencial de membrana de otra neurona que esté conectada liberando su neurotransmisor. El neurotransmisor cruza sinápticamente e interactúa con el axón de la neurona adyacente y cambia el potencial de la neurona receptora. El cambio en el potencial de membrana se debe a una transformación de energía química del neurotransmisor a energía eléctrica y se puede despolarizar o hiperpolarizar la neurona adyacente[18].

3.3. Biopotenciales

Los biopotenciales son potenciales eléctricos producidos por diversos tejidos corporales, especialmente el tejido muscular durante las contracciones.

El cuerpo humano genera diferentes tipos de potenciales eléctricos o señales como electroencefalográficas (EEG), electromiográficas (EMG), electrooculográficas (EOG) y electrocardiográficas (ECG) entre otras, las cuales provienen del funcionamiento de los órganos del cuerpo. El estudio de estas señales se puede emplear para la detección de patologías de los órganos que las producen.

Las señales EEG son potenciales eléctricos producidos por el cerebro, son captadas en el cuero cabelludo del individuo, han permitido estudios clínicos e investigaciones sobre patologías como la epilepsia y los cambios en el comportamiento. Son señales muy difíciles de analizar y durante mucho tiempo se ha requerido que un experto en electroencefalografía las estudie en cada caso para encontrar anomalías dentro de la señal captada, también ha sido utilizada para observar los efectos de agentes farmacológicos. El rango de frecuencia de estas señales está entre 0.5 y 70 Hz, el rango de amplitud está entre 20 y 70 μV (cuando la persona se encuentra despierta).[19]

Las señales ECG son potenciales eléctricos producidos por el corazón y son captados en la superficie del cuerpo por medio de electrodos de disco, estas señales son utilizadas en el campo clínico para detectar anomalías cardíacas. Se han descubierto varios tipos de onda que son características de problemas cardíacos, además, se han definido lugares estándar para captar las señales ECG en los brazos y las piernas, desarrollando la primera construcción teórica en donde el corazón ha sido definido como un dipolo simple que varía a través del tiempo. El rango de frecuencias de estas señales está entre 0.05 y 150 Hz, el rango de amplitud está entre 1 y 10 mV.

Las señales EOG provienen de potenciales eléctricos generados en la cornea y la retina del ojo, son captadas con electrodos de superficie y se pueden identificar movimientos de los ojos a partir de estas señales, el rango de frecuencia está entre señales dc y 100 Hz, el rango de amplitud está entre 10 μV y 5 mV.

“*Mioeléctrico*” es una palabra compuesta, viene del griego *Myo* que significa músculo y *elektro* de electricidad. A partir de esta palabra se puede definir la señal mioeléctrica como la actividad eléctrica

que se produce para una contracción muscular en donde se generan profundas corrientes iónicas dentro de la estructura muscular que pueden ser detectadas mediante el uso de electrodos. Esta contracción muscular es generada casi siempre de manera voluntaria para tener el control de determinado miembro, por lo cual entre los tres tipos básicos de músculos (esqueléticos, cardíaco y liso), los que actúan bajo control voluntario efectuando el movimiento de algún miembro son los músculos esqueléticos, ya que se utilizan para la locomoción y el mantenimiento de la postura corporal[20].

Los músculos esqueléticos están unidos generalmente al hueso en sus dos extremos por los tendones, (ver figura 3.2) y su contracción origina los movimientos de las distintas partes del esqueleto. Los músculos esqueléticos se componen de fibras musculares que se encuentran arregladas en paquetes llamados fascículos, los cuales están cubiertos por una membrana llamada perimio que es un estuche colagénico el cual mantiene las fibras unidas. Los músculos esqueléticos son de una apariencia roja porque requieren una buena cantidad de sangre con el fin de suministrar la energía necesaria para la contracción y así mismo remover la gran cantidad de productos metabólicos perdidos que se generan durante el proceso de contracción. Los vasos sanguíneos de este músculo tienden a ser largos y espiralados de manera que permita acomodar los cambios en la longitud del músculo[20].

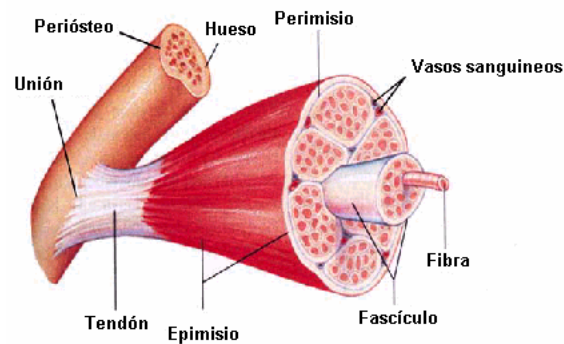


Figura 3.2: Unión del músculo al hueso

3.4. Electromiografía

La electromiografía es el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular. Consiste en el registro de la actividad eléctrica generada para contraer el músculo liso o estriado ya sea de manera voluntaria o inconsciente. Técnicamente, la EMG consiste en registrar las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas durante la contracción espontánea o voluntaria. Etimológicamente hablando, *elektro* y *myo*, entendemos que se trata de la “*electricidad muscular*”. Ciertamente, se habla de una señal eléctrica que proviene del músculo. La electromiografía sirve para evaluar el estado de los nervios que controlan la musculatura, permite detectar con suma precisión el grado de compresión o de sufrimiento de los nervios; además ayuda a medir la velocidad de desplazamiento de un estímulo eléctrico, las variaciones de voltaje y el ruido eléctrico del músculo o del nervio [21].

La EMG puede clasificarse en dos tipos según los electrodos y la técnica de grabación aplicada: EMG de aguja (needle EMG) y de Superficie (sEMG). La EMG de aguja es usada cuando se sospecha la presencia de trastornos miógenos o neurógenos y es primordial un estudio cuidadoso de la señal evaluada. La técnica de sEMG se utiliza únicamente en clínica para estudios de velocidad de desplazamiento de un estímulo eléctrico aunque ha sido fuertemente difundida en el campo de la rehabilitación donde sirve como señal de control electrónico [22].

La sEMG se basa en el *biofeedback* (biorretroalimentación), la biorretroalimentación es una técnica que logra el control consciente de los procesos corporales que normalmente se considera que están más

allá de las órdenes voluntarias y uno de sus principales componentes en EMG es el uso de electrodos para monitorear la actividad muscular. Por medio del *biofeedback* se descubrió que la actividad eléctrica de un músculo así como la de una simple fibra motora, podía aumentar o disminuir por medio del control mental y/o conciente.

Basándose en este hecho, se empezó a dar una mayor utilidad a la sEMG para poder monitorear los músculos en determinadas actividades y así brindar un mejor control sobre la región que desarrolla dicha actividad. Inicialmente esta aplicación se inicio en la rehabilitación, pero rápidamente se extendió a otros campos donde se necesitaba hacer un análisis de la actividad; además surgieron desarrollos posteriores que ampliaron la toma de datos, es decir, aparecieron los sEMG multicanales los cuales permitían hacer muchas mas mediciones, lo que proporcionaba un conocimiento mejor del fenómeno a estudiar. Pero quizá el avance más significativo en las últimas décadas es la manipulación de la actividad muscular como señal de control de prótesis mioeléctricas y equipos de asistencia a discapacitados.

La técnica de sEMG involucra la aplicación de electrodos de superficie sobre la piel (cubierta del músculo o fibras musculares); estos electrodos captan la actividad eléctrica de las fibras y envían la información para su procesamiento y posterior análisis. Sobre dichas señales se pueden realizar manipulaciones matemáticas determinísticas y otras estadísticas que sirven para interpretar los datos.

Un aspecto importante a la hora de tomar la señal es la ubicación de los electrodos en el área donde se ubican el o los músculos de interés para así poder dar validez a los datos tomados; todo esto indica que hay una serie de factores que intervienen en los resultados de dicha medición, estos se clasifican en: factores causales, intermedios y determinísticos.

- **Factores causales:** son los que hacen referencia a las características fisiológicas, anatómicas y bioquímicas del músculo (contracción de varias fibras motoras que amplifican la señal, tipo de fibra muscular, el diámetro de la fibra, etc.).
- **Factores intermedios:** estos son los fenómenos físicos y fisiológicos que son influenciados por uno o más factores causales y que afectan los factores determinísticos.
- **Factores determinísticos:** son aquellos que tienen un peso directo sobre la información que contiene la señal EMG y la fuerza detectada (unidades motoras activas, interacción mecánica entre las fibras, entre otros).

3.4.1. Características de las señales EMG

Las señales de EMG tienen varias características que deben ser tenidas en cuenta para el acondicionamiento de las mismas:

- Espectro de importancia 10 - 500Hz.
- Energía dominante entre 50 - 150Hz.
- La adquisición de señales EMG se ve fuertemente afectada por el ruido de línea (60Hz).
- Aleatoria.
- Amplitudes entre 0-6mV pico y 0-1.5mVrms.
- Los potenciales de acción de cada músculo presentan una magnitud fija. (número de disparos y número de fibras reclutadas).

Las señales de electromiografía tienen características diferentes a otras de origen electrofisiológico como se muestra en la figura 3.3, Las diferencias se pueden apreciar en frecuencia y amplitud.

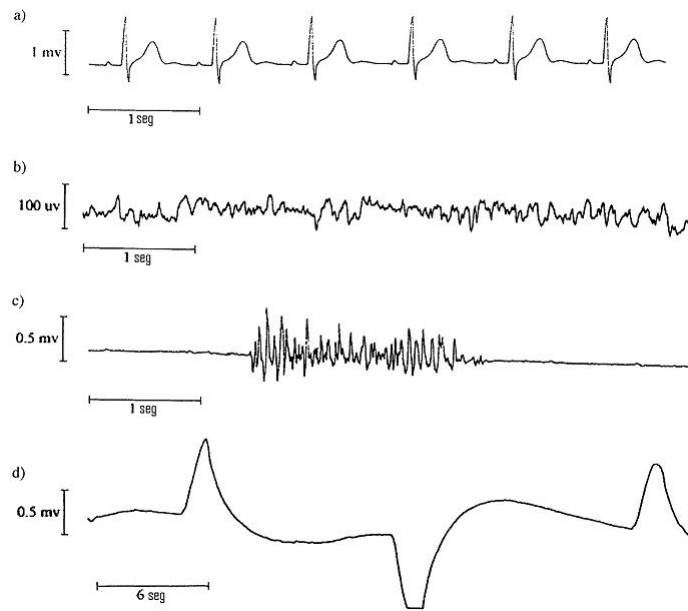


Figura 3.3: Muestras de formas de onda: (a) ECG, Ritmo sinusoidal normal; (b) EEG, Paciente normal con los ojos abiertos; (c) EMG, Flexión de los músculos biceps; (d) EOG, Movimiento de los ojos de izquierda a derecha.

3.5. Electrodo

La elección de los electrodos depende del tipo de biopotenciales que se deben captar. Existen electrodos para ECG, EMG y EEG.

Diferentes tipos de electrodos para medir biopotenciales son usados en la adquisición de señales EMG (ver figura 3.4) de diferentes músculos en el cuerpo. La forma y amplitud de las señales EMG adquiridas dependen de las propiedades eléctricas de estos electrodos y de su localización. Para adquisiciones no invasivas se requiere una apropiada preparación de la piel, la cual normalmente incluye su limpieza con alcohol, o la aplicación de una pequeña cantidad de gel electrolítico para ayudar a minimizar la impedancia de la interfaz entre la piel y el electrodo y así mejorar la calidad de la señal adquirida. Los electrodos comunmente usados para sEMG y estudios de conducción de nervios son discos circulares, aproximadamente de 1cm de diámetro, estos son hechos de plata o platino. Para adquisición directa de señales eléctricas de los nervios y las fibras musculares, una variedad de electrodos de aguja subcutáneos son utilizados, siendo el mas común de los electrodos de aguja el electrodo concéntrico bipolar, este electrodo es hecho de delgados alambres metálicos puestos dentro de una cánula grande o aguja hipodérmica. Los dos alambres sirven como electrodos de referencia para la adquisición. Otro tipo de electrodos para electromiografía subcutánea es el electrodo de aguja unipolar, este electrodo esta hecho con un delgado alambre que es aislado por una delgada capa de teflón de aproximadamente 0.3mm, este electrodo requiere un segundo electrodo de referencia unipolar para cerrar el circuito eléctrico, el segundo electrodo de adquisición es normalmente puesto adyacente al otro o en la superficie de la piel[18].

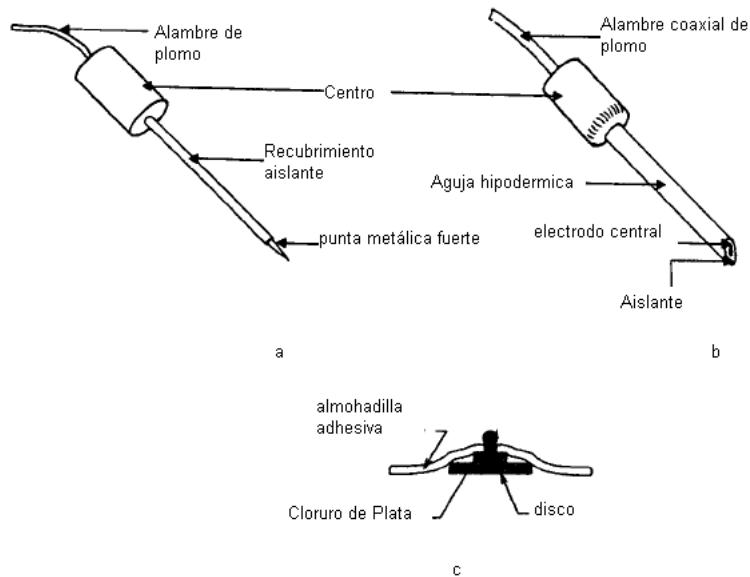


Figura 3.4: a. electrodo de aguja unipolar, b. electrodo de aguja concéntrico bipolar, c. electrodo de superficie para EMG

Para este proyecto es necesario captar los biopotenciales generados por la flexión de los dedos de las manos en el antebrazo, después de haber seleccionado los músculos en los cuales se pondrán los electrodos (ver sección 2.5), se determina que es necesario utilizar dos parejas según normatividad (ver sección 3.7), y un electrodo de referencia para generar dos canales de adquisición y así realizar el acondicionamiento electrónico. Se utilizaron cinco electrodos para sEMG y cinco puertos para el acople entre los electrodos y el circuito impreso del equipo electrónico, son electrodos de disco de plata marca CADWELL, (ver figura 3.5), además se utiliza un gel conductor para minimizar la impedancia entre la piel y el disco de plata, el cable tiene una longitud de 61 cm.



Figura 3.5: Electrodos de disco para sEMG

3.6. Amplificador de Biopotenciales

Las bioseñales son adquiridas como biopotenciales, voltajes y campos eléctricos generados en los nervios para la contracción de los músculos, estas mediciones involucran voltaje a muy bajos niveles, típicamente entre $1\mu\text{V}$ y 100mV con fuentes de alta impedancia y superposición de señales de interferencia y ruido. Las señales deben ser amplificadas para hacerlas compatibles con dispositivos como displays o conversores A/D (ver Anexo A) para equipo computarizado. Los amplificadores adecuados para poder medir estas señales deben cumplir con requerimientos muy específicos, deben proveer amplificación selectiva a la señal fisiológica y debe rechazar las señales de interferencia superpuestas y el ruido, además de proporcionar protección de corriente y voltaje al usuario y al equipo electrónico, los

amplificadores que cumplen con estos requerimientos son llamados amplificadores de biopotenciales[23].

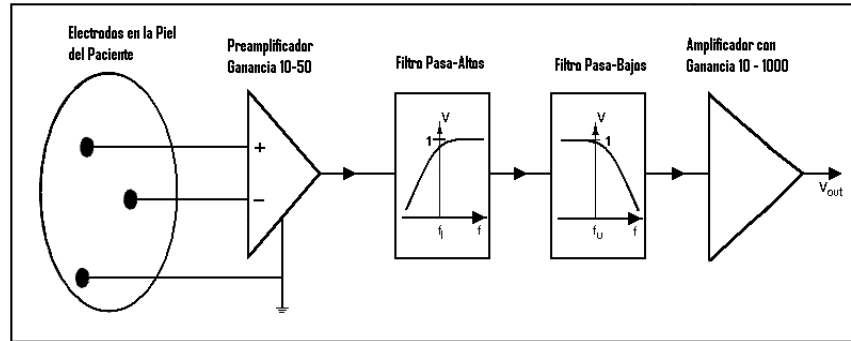


Figura 3.6: Diseño esquemático de las etapas del amplificador de biopotenciales

Un amplificador de biopotenciales, (ver figura 3.6) para cumplir con los requerimientos antes mencionados debe tener varias etapas, en la primera se hace necesario utilizar un amplificador con entrada diferencial para los dos electrodos que se utilizan al captar la señal en determinado músculo y/o nervio, este debe tener un alto rechazo en modo común para amplificar únicamente la señal relevante dentro de la medición excluyendo algunas señales de interferencia y ruido comunes en las dos entradas, también debe tener alta impedancia de entrada para permitir un uso óptimo de las señales que tienen bajos niveles de voltaje. La segunda y tercera etapa es necesaria para filtrar la señal, excluyendo todo lo que no se encuentre dentro del ancho de banda conocido para el biopotencial que se está midiendo (entre 20 y 500Hz para sEMG). La siguiente es una etapa de amplificación que depende del dispositivo de conversión A/D y los límites de voltaje del mismo.

Los dispositivos utilizados para el diseño del amplificador de biopotenciales son:

- Amplificador de instrumentación AD620 (primera etapa de amplificación), primera página del manual del dispositivo en el Anexo B.
- Amplificador operacional cuádruple TL074 (etapa de filtrado y segunda etapa de amplificación), primera página del manual del dispositivo en el Anexo C.
- Microcontrolador de Microchip PIC18f4550 (etapa de conversión A/D), primera página del manual del dispositivo en el Anexo D.

3.7. Normatividad para electromiografía

La electromiografía con sus bases en el siglo XX ha crecido rápidamente en cuanto a la cantidad de aplicaciones y desarrollos en los que es utilizada como neurología, rehabilitación, deportes, ortopedia, ergonomía, etc. A lo largo de la historia han habido muchos desarrollos en diferentes grupos específicos, los cuales utilizaban técnicas muy diferentes, esto hizo que la creación de estándares se hiciera indispensable.

El proyecto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-invasive Assessment of Muscles*) es una acción europea concertada en salud biomédica y programas de investigación (BIOMED II) de la unión europea.

El proyecto SENIAM tiene doble objetivo:

- Resolver elementos claves que permiten un útil intercambio de datos y experiencia clínica.
- Integrar investigación básica y aplicada en sEMG a nivel europeo para establecer cooperación entre las naciones de este continente.

3.7.1. Resultados de la investigación del proyecto SENIAM.

El proyecto SENIAM obtuvo recomendaciones europeas para sensores, procedimientos de localización, métodos de procesamiento de señales para sEMG, un conjunto de modelos de simulación para educación y pruebas, un conjunto de señales de prueba, ocho libros, publicaciones y una red europea para sEMG: el club SENIAM (*The SENIAM club*).

Aunque el proyecto SENIAM es europeo, su normatividad es utilizada en todas partes del mundo para aplicaciones médicas y de ingeniería.

3.7.2. Localización de los electrodos

Después de que el sujeto ha sido posicionado en una postura de inicio recomendada, la localización de los sensores de sEMG puede ser determinada y marcada. “La localización de los sensores” es definida como la posición del centro de dos electrodos bipolares en el músculo. Los sensores deben estar ubicados en el lugar en el cual una señal de sEMG buena y estable pueda ser obtenida. Los factores en los cuales hay influencia en una buena y estable adquisición de sEMG son: la presencia de puntos motores y/o tendones musculares y la presencia de otros músculos activos cerca del sensor sEMG (*crosstalk*).

SENIAM ha desarrollado recomendaciones para localización de sensores en 30 músculos individuales. Estas recomendaciones de localización de los electrodos están descritas como un punto entre 2 lugares anatómicos de interés. Primero la posición de los puntos de interés debe ser localizada de acuerdo a las recomendaciones SENIAM para localización de sensores. A continuación es necesario dibujar una línea entre los 2 puntos de interés. La localización de los sensores puede ser en cualquier punto de esta línea de acuerdo a las recomendaciones SENIAM para músculos individuales. Estas recomendaciones individuales están basadas en 2 puntos generales:

- Con respecto a la localización longitudinal del sensor sobre el músculo, SENIAM recomienda posicionar el sensor a mitad de camino entre los extremos del músculo o grupo muscular.
- Con respecto a la localización transversal del sensor sobre el músculo, SENIAM recomienda posicionar el sensor en la superficie lejana del “límite” con otras subdivisiones o músculos de tal forma que la distancia geométrica del músculo a estas subdivisiones y otros músculos sea maximizada.

La distancia entre electrodos está definida como la distancia entre centros de las áreas conductoras de los 2 electrodos bipolares. SENIAM recomienda posicionar los electrodos bipolares de sEMG alrededor de la localización recomendada con una distancia entre electrodos de 20mm. cuando los electrodos van a ser posicionados en músculos relativamente pequeños, la distancia no debe exceder 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma la inestabilidad y el *crosstalk* pueden ser minimizados.

La orientación de los electrodos está definida como el ángulo de la línea entre 2 electrodos bipolares de sEMG con respecto a la dirección de las fibras musculares. SENIAM recomienda posicionar los electrodos sobre una línea paralela a las fibras musculares.

Para la fijación sobre la piel SENIAM recomienda usar cinta elástica o anillos de fijación para electrodos (deben ser construidos) y también deben ser fijados los cables para evitar movimientos del electrodo o ser empujados o halados por su cable.

Para la localización del electrodo de referencia SENIAM recomienda usar la muñeca o el tobillo, el tobillo es la localización estandar para el electrodo de referencia.

La información acerca de la normatividad para electromiografía ha sido tomada de la Página web oficial de SENIAM [24].

A pesar de que SENIAM es un proyecto dirigido a la investigación con sEMG en Europa, para este trabajo se tendrán en cuenta sus recomendaciones debido a sus bases (investigación y pruebas) y a que es la más utilizada en el mundo. (ver figura 3.7).

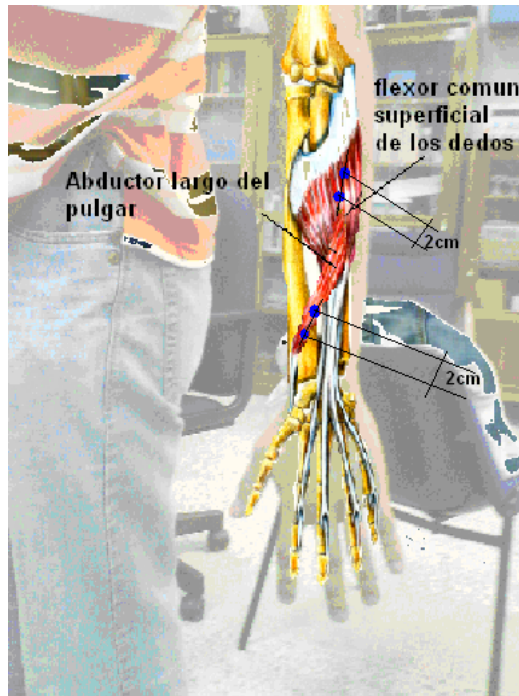


Figura 3.7: Posicionamiento de los electrodos segun la normatividad

3.8. Diseño electrónico del equipo de EMG

Para tener una idea más clara del orden que tendrá el equipo electrónico de EMG se muestra en la figura 3.8 un diagrama en bloques del circuito que representa todas las etapas.

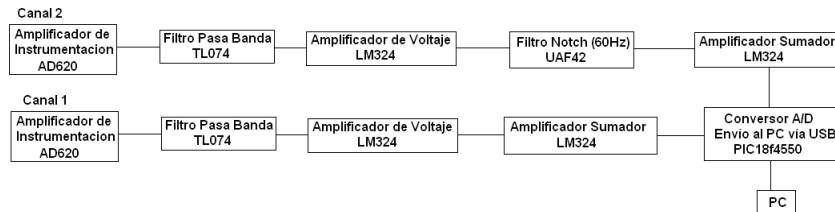


Figura 3.8: Diagrama en bloques del equipo electrónico de EMG

Para el diseño del equipo electrónico de EMG deben tenerse en cuenta todos los parámetros de diseño mencionados anteriormente, ver sección 3.6, para el amplificador de biopotenciales se utilizó un amplificador de instrumentación AD620 ya que posee unas características indispensables en un amplificador de biopotenciales como son alto rechazo en modo común y alta impedancia de entrada, la configuración implementada se puede ver en la figura 3.9

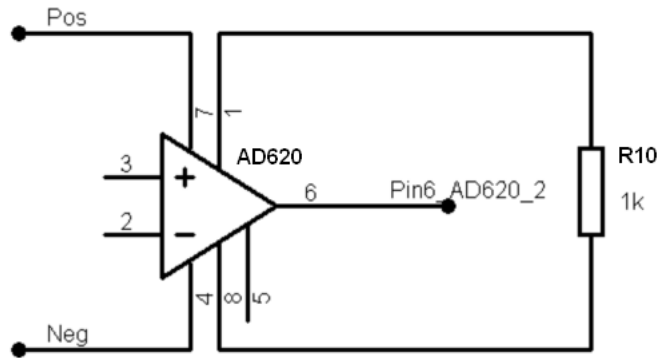


Figura 3.9: Configuración de la primera etapa de amplificación (AD620)

El amplificador de instrumentación posee una entrada diferencial, es decir, que en cada una de las entradas (pines 2 y 3) debe ir uno de los electrodos de sEMG y así conformar un canal por cada par de electrodos. Para el circuito diseñado se deben utilizar 2 amplificadores de instrumentación AD620 con la misma configuración.

Este dispositivo tiene una sola resistencia que determina su ganancia y está dada por (3.1).

$$G = \frac{49,4K\Omega}{R_{10}} + 1 \quad (3.1)$$

En el caso particular del diseño R_{10} tiene un valor de $1K\Omega$ obteniendo así una ganancia de 50.4 veces, esta ganancia se determino teniendo en cuenta que hay varias etapas de amplificación y para evitar atenuaciones de la señal en etapas posteriores. (3.2).

$$G = \frac{49,4K\Omega}{1K\Omega} + 1 = 50,4 \quad (3.2)$$

La siguiente etapa es de amplificación y filtrado para el canal del músculo flexor superficial común de los dedos, el dispositivo utilizado fué el TL074 y su configuración se muestra en la figura 3.10:

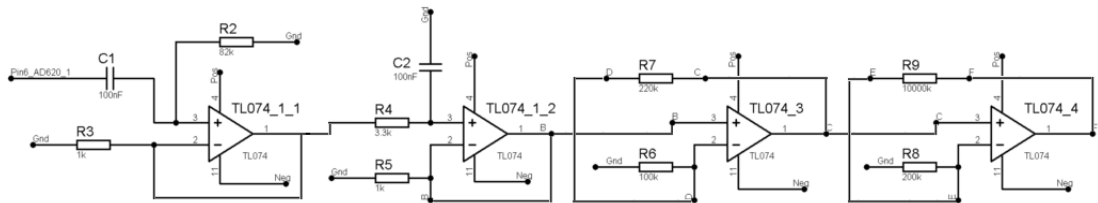


Figura 3.10: Configuración de la etapa de amplificación y filtrado (TL074)

El primer amplificador operacional esta en configuración de filtro pasa altos calculando su frecuencia de corte (3.3).

$$F_H = \frac{1}{2\pi R_2 C_1} \quad (3.3)$$

y con los siguientes valores para la resistencia y el condensador $R = 82K\Omega$ y $C = 0,1\mu F$:

$$F_H = \frac{1}{2\pi \cdot 82K\Omega \cdot 100nF} = 19,6Hz \quad (3.4)$$

La frecuencia de corte para el filtro pasa altos es de 19.6Hz.

Para asegurarnos del correcto funcionamiento del filtro pasa altos implementado obtuvimos la función de transferencia del circuito (Ecuación (3.5)) y posteriormente se muestra el diagrama de bode para ver la respuesta en frecuencia del filtro, (ver figura 3.11).

$$\frac{V_{salida}}{V_{entrada}} = \frac{C_1 * R_2 * S}{(C_1 * R_2 * S) + 1} \quad (3.5)$$

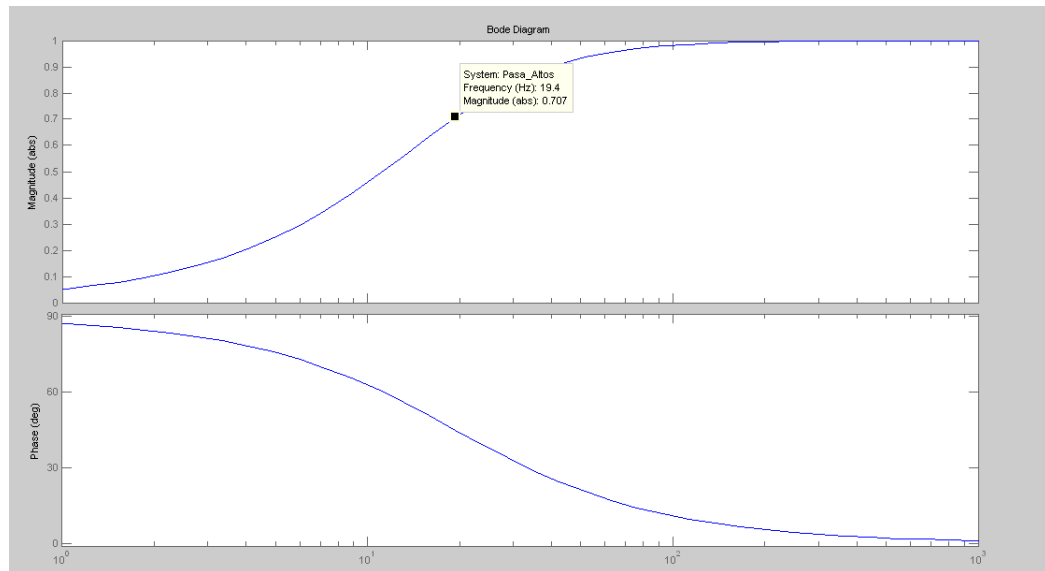


Figura 3.11: Diagrama de bode del filtro pasa altos implementado

En el segundo amplificador operacional la configuración es de un filtro pasa bajos calculando su frecuencia de corte (3.6).

$$F_H = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.6)$$

los valores para la resistencia y el condensador son los siguientes $R = 3,3K\Omega$ y $C = 0,1\mu F$:

$$F_H = \frac{1}{2\pi \cdot 3,3K\Omega \cdot 100nF} = 482,28Hz \quad (3.7)$$

La frecuencia de corte para el filtro pasa bajos es de 482.28Hz.

Para asegurarnos del correcto funcionamiento del filtro pasa bajos implementado obtuvimos la función de transferencia del circuito (Ecuación (3.8)) y posteriormente se muestra el diagrama de bode para ver la respuesta en frecuencia del filtro, (ver figura 3.12).

$$\frac{V_{salida}}{V_{entrada}} = \frac{1}{1 + (R_4 * C_2 * S)} \quad (3.8)$$

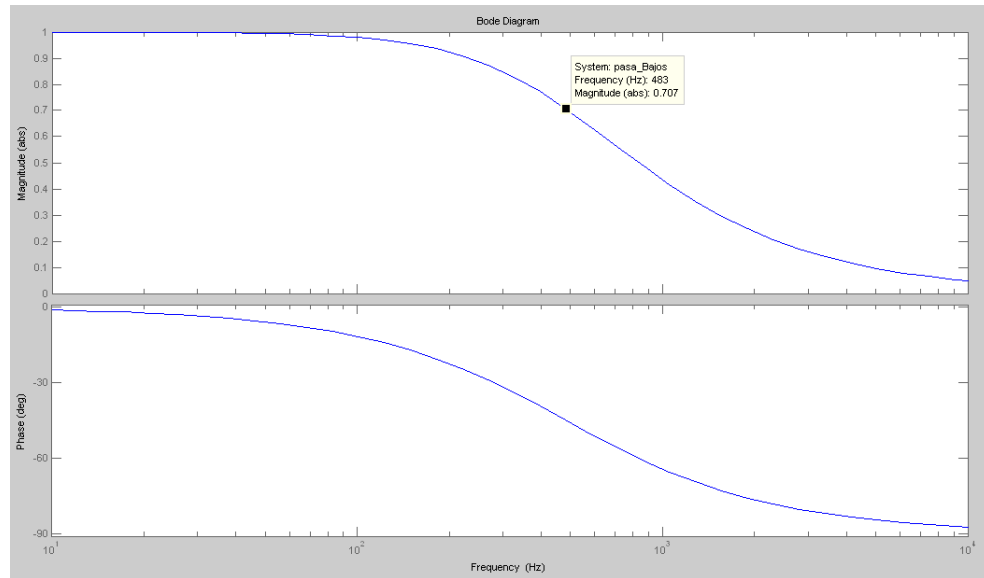


Figura 3.12: Diagrama de bode del filtro pasa bajos implementado

Los amplificadores operacionales tercero y cuarto están en configuración de amplificador no inversor y sus ganancias se calculan con la ecuación (3.9).

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \quad (3.9)$$

Con $R_2 = 220K\Omega$, $R_1 = 100K\Omega$ en el tercer amplificador y $R_2 = 10M\Omega$, $R_1 = 200K\Omega$ en el cuarto amplificador. Las ganancias para el tercer y cuarto amplificador son de 51 veces y de 3.2 veces respectivamente para obtener la señal EMG de cada uno de los canales con una amplitud de 5 voltios pico a pico.

$$G = \frac{10M\Omega}{200K\Omega} + 1 = 51 \quad (3.10)$$

$$G = \frac{220K\Omega}{100K\Omega} + 1 = 3,2 \quad (3.11)$$

Para el canal del músculo abductor largo del pulgar la configuración de la etapa de amplificación y filtrado difiere en la ganancia total de la misma, lo cual implica un cambio en la ganancia del cuarto amplificador operacional del integrado TL074 debido a que la señal obtenida del músculo abductor largo del pulgar tiene una mayor amplitud que la obtenida del músculo flexor común superficial de los dedos lo que hace necesario tener una menor ganancia en esta etapa. La configuración de la etapa de amplificación y filtrado del canal 1 se muestra en la figura 3.13

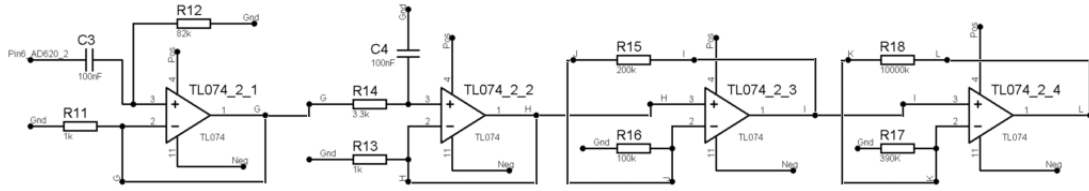


Figura 3.13: Configuración de la etapa de amplificación y filtrado (TL074) para el músculo abductor largo del pulgar

El orden de los amplificadores operacionales y los filtros pasa bajos y pasa altos están configurados de la misma forma para los dos canales por esto sus frecuencias de corte son 19.6Hz y 482.28Hz respectivamente.

El tercer amplificador operacional está en configuración de amplificador no inversor y su ganancia es la misma del tercer amplificador operacional de la etapa de amplificación y filtrado para el canal del músculo flexor superficial común de los dedos, esto quiere decir que su ganancia es de 51 veces.

El cuarto amplificador operacional, aunque está configurado como amplificador no inversor, difiere del utilizado en el otro canal y su ganancia es calculada con la ecuación (3.12).

$$G = \frac{R_2}{R_1} + 1 \tag{3.12}$$

Con $R_2 = 10M\Omega$ y $R_1 = 390K\Omega$, la ganancia es de 26.7 veces.

Para eliminar el ruido de la red de 60Hz se utilizó además un filtro Notch con atenuación de 60dB que es un rechaza banda configurado a 60Hz, el dispositivo utilizado para esta tarea es el UAF42, (ver figura 3.14).

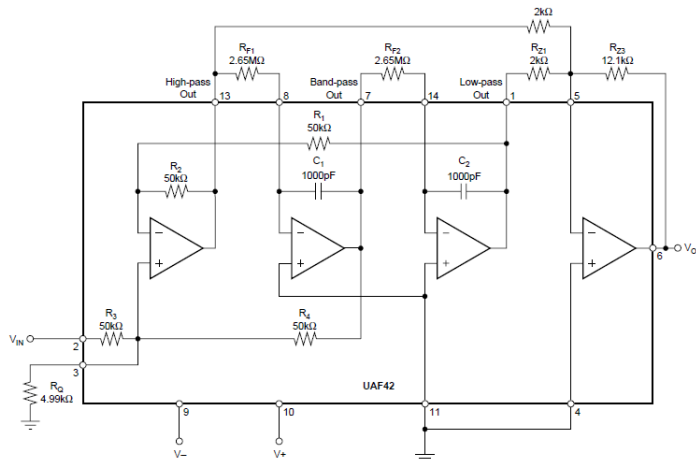


Figura 3.14: Configuración Filtro rechaza banda de 60Hz

Para los dos canales se garantizó que las señales obtenidas tuvieran un valor máximo pico a pico de 5 Voltios para poder ser utilizada en el conversor analógico-digital programado en el microcontrolador PIC18f4550. Teniendo en cuenta que las señal obtenidas están sobre cero, fue necesario utilizar un amplificador operacional para cada canal configurado como sumador para darle un voltaje DC de 2.5 Voltios y así tener todo el rango de la señal en voltajes positivos para hacer una mejor conversión. El dispositivo que se utilizó para el sumador es el LM324 y la configuración es la misma para los 2 canales, ver figura 3.15.

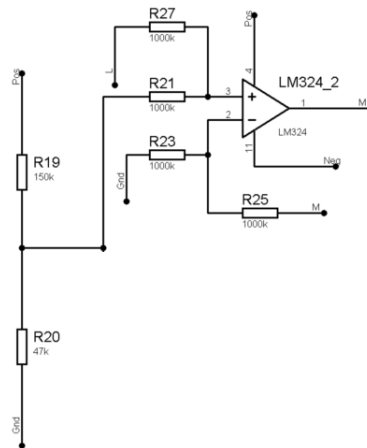


Figura 3.15: Configuración de la etapa para darle un nivel DC a la señal de sEMG

La siguiente etapa en el diseño del equipo electrónico de EMG corresponde a la digitalización de las señales acondicionadas anteriormente, debido a esto se debe utilizar un conversor analógico-digital y establecer comunicación con un PC para posteriormente realizar la extracción de características de las señales y así controlar la mano virtual.

Para la conversión analógico-digital y la comunicación con el PC vía USB se utilizó el dispositivo de Microchip PIC18f4550, ver figura 3.16

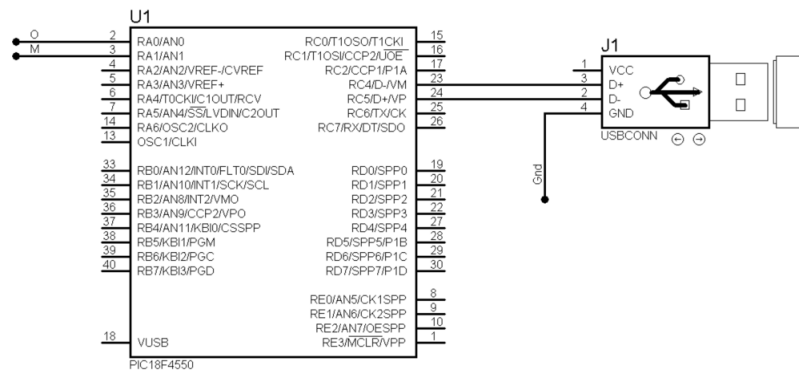


Figura 3.16: Configuración del Microcontrolador

En los pines 2 y 3 del microcontrolador entran las señales de los dos canales que han sido acondicionadas, y por los pines 23 y 24 se establece la comunicación USB con el PC.

La secuencia de instrucciones desarrollada por el microcontrolador se puede observar en la figura 3.17

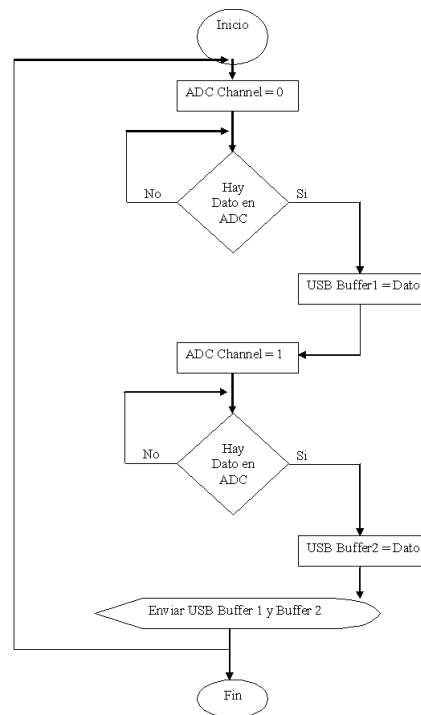


Figura 3.17: Diagrama de Flujo Microcontrolador

El programa del microcontrolador se puede ver en el ANEXO F.

La siguiente parte del equipo electrónico para sEMG es el diseño del circuito impreso ver ANEXO G.

La última etapa del diseño del equipo fue construir una caja para el circuito y todos los puertos necesarios para la adquisición de las señales, alimentación del circuito y comunicación USB con la PC, ver figura 3.18 .



Figura 3.18: Caja para el equipo de sEMG

Adicionalmente se construyó un brazalete para los 5 electrodos utilizados en este trabajo, de un material elástico y con posibilidad de ajuste a diferentes tamaños de antebrazo, ver figura 3.19.



Figura 3.19: Brazaletes de electrodos

El material elástico con el cual fué construido el brazalete nos garantiza un mejor contacto entre los electrodos y la piel del usuario, este material es muy utilizado en el campo deportivo debido a que posee un excelente ajuste a la anatomía del brazo sin maltratar ni irritar la piel.

El posicionamiento de los electrodos se hizo teniendo en cuenta la normatividad SENIAM (ver sección 3.7) haciendo orificios rectos y cortos para introducir los electrodos como un botón en un ojal (ver figura 3.20), al tener un material flexible y un orificio mucho mas pequeño que el electrodo se logra posicionar de una manera muy firme y precisa todos los electrodos.

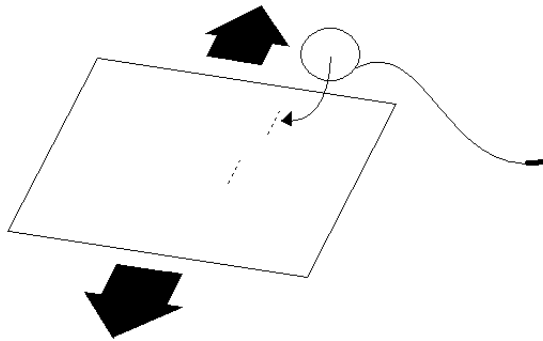


Figura 3.20: Forma de introducción de los electrodos en el brazalete

Capítulo 4

Diseño del sistema de control.

En el diseño del control de la mano virtual es necesario revisar los conceptos de redes neuronales y procesamiento de señales para tener claro cuales son los métodos de extracción de características, conocer el funcionamiento de las redes neuronales y su aplicación como método de inteligencia artificial para la clasificación de patrones de movimiento.

4.1. Redes Neuronales.

4.1.1. La Neurona.

A finales del siglo XIX se logró una mayor claridad sobre el trabajo del cerebro debido a los trabajos de Ramón y Cajal en España y Sherrington en Inglaterra. Los primeros trabajaron en la anatomía de las neuronas y el tercero en los puntos de conexión de las mismas o sinápsis. El tejido nervioso es el más diferenciado del organismo y está constituido por células nerviosas, fibras nerviosas y la neuroglia, que está formada por varias clases de células. La célula nerviosa se denomina neurona, que es la unidad funcional del sistema nervioso. Se estima que en cada milímetro cúbico del cerebro hay cerca de 50.000 neuronas[25].

Las neuronas artificiales utilizan fundamentos matemáticos para simular el funcionamiento de una neurona biológica, en las neuronas artificiales, el cuerpo de la neurona se representa como una combinación lineal de los estímulos externos ponderados $X_n * W_{nj}$, seguida de una función no lineal $Y_j = F(Z_j)$. La función $F(Z_j)$ es llamada la función de activación, y es la función que utiliza la suma de estímulos ponderados con pesos W_{nj} para determinar la actividad de salida de la neurona. (ver figura 4.1).

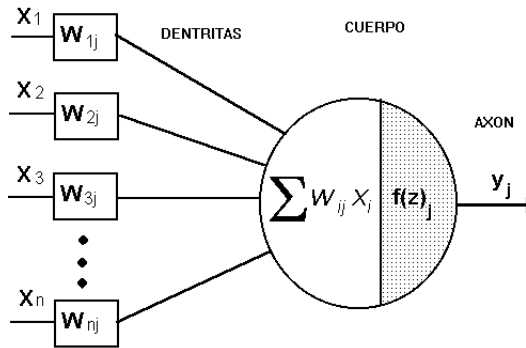


Figura 4.1: Neurona Artificial

Este modelo se conoce como perceptrón de *McCulloch-Pitts*, y es la base de la mayor parte de las arquitectura de las RNA (Redes Neuronales Artificiales) que se interconectan entre sí. Las neuronas emplean funciones de activación diferentes según la aplicación, algunas veces son funciones lineales, no lineales, funciones sigmoideas, y otras funciones de umbral de disparo. La eficiencia sináptica se representa por factores de peso de interconexión W_{ij} , desde la neurona i , hasta la neurona j .

Los pesos pueden ser positivos (excitación) o negativos (inhibición). Los pesos junto con las funciones $F(z)$ dictan la operación de la red neuronal. Normalmente las funciones no se modifican de tal forma que el estado de la red neuronal depende del valor de los factores de peso (sinápsis) que se aplica a los estímulos de la neurona.

4.1.2. Redes Neuronales

El sistema de neuronas biológico está compuesto por neuronas de entrada (sensores) conectados a una compleja red de neuronas "calculadoras" (neuronas ocultas), las cuales a su vez, están conectadas a las neuronas de salida que controlan por ejemplo los músculos. Los sensores pueden ser señales de los oídos, ojos, etc. Las respuestas de las neuronas de salida activan los músculos correspondientes. En el cerebro hay una gigantesca red de neuronas "calculadoras" u ocultas que realizan la computación necesaria. De esta manera similar, una red neuronal artificial debe ser compuesta por sensores de tipo mecánico o eléctrico[25].

4.1.3. Historia de la Redes Neuronales

Los intentos por imitar el funcionamiento del cerebro han seguido la evolución del estado de la tecnología. Por ejemplo, al finalizar el siglo XIX se le comparó con la operación de la bomba hidráulica; durante la década de 1920 a 1930 se intentó utilizar la teoría de la conmutación telefónica como punto de partida de un sistema de conocimiento similar al del cerebro. Entre 1940 y 1950 los científicos comenzaron a pensar seriamente en las redes neuronales utilizando como concepto la noción de que las neuronas del cerebro funcionan como interruptores digitales (on-off) de manera también similar al recién desarrollado computador digital. Así nace la idea de "revolución cibernética" que maneja la analogía entre el cerebro y el computador digital[25].

Durante el verano de 1951, Los científicos Marvin Minsky y Dean Edmonds montaron la primera máquina de redes neuronales, compuesta básicamente de 300 tubos de vacío y un piloto automático de un bombardero B-24. Llamaron a su creación "Sharc", se trataba nada menos que de una red de 40 neuronas artificiales que imitaban el cerebro de una rata. Cada neurona hacía el papel de una posición del laberinto y cuando se activaba daba a entender que la "rata" sabía en que punto del laberinto estaba. Las neuronas que estaban conectadas alrededor de la activada, hacían la función de alternativas que seguir por el cerebro, la activación de la siguiente neurona, es decir, la elección entre "derecha" o "izquierda" en este caso estaría dada por la fuerza de sus conexiones con la neurona activada[25].

4.1.4. Redes Neuronales Artificiales

La meta de la Inteligencia artificial (IA) es el desarrollo de paradigmas o algoritmos que las máquinas requieren para desarrollar tareas cognitivas, en las cuales actualmente los humanos somos mejores.

Un sistema IA debe ser capaz de hacer tres cosas: (1) acumular conocimiento, (2) aplicar el conocimiento acumulado para resolver problemas, y (3) adquirir nuevo conocimiento a través de la experiencia. Un sistema de IA tiene tres componentes clave: representación, razonamiento, y aprendizaje.

Las redes neuronales (ver figura 4.2) son un sistema de inteligencia artificial capaz de adquirir y utilizar conocimiento, una propiedad muy significativa para una red neuronal es la habilidad de aprender de su ambiente, y mejorar su rendimiento a través del aprendizaje. La mejora en rendimiento tiene lugar a través del tiempo de acuerdo con medidas previstas.

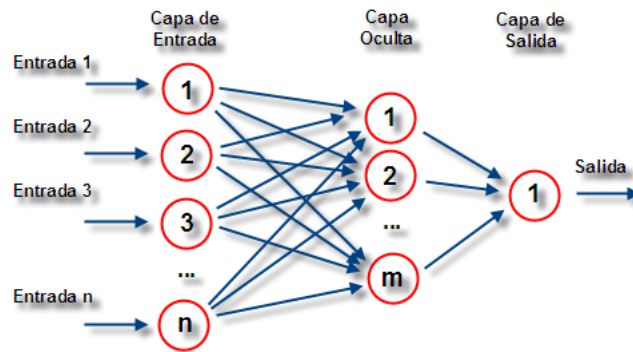


Figura 4.2: Esquema de una red neuronal artificial

Una red neuronal aprende sobre su ambiente a través de un proceso de interacción y ajustes aplicados a sus pesos sinápticos y niveles de polarización. Idealmente, la red se vuelve más conocedora de su ambiente después de cada iteración del proceso de aprendizaje. Hay muchas actividades asociadas con la noción de aprendizaje para justificar definirlo de manera precisa. El proceso de aprendizaje es un problema de punto de vista, el cual hace todo de mayor dificultad para estar de acuerdo en una definición precisa del término.

En [26] se define el aprendizaje como:

“El aprendizaje es un proceso por el cual los parámetros libres de una red neuronal se adaptan a través de una estimulación con el ambiente en el cuál la red esta embebida. El tipo de aprendizaje está determinado por la manera en la cual el cambio de parámetros toma lugar”. La definición del proceso de aprendizaje implica la siguiente secuencia de eventos:

1. La red neuronal es estimulada por un ambiente.
2. La red neuronal sufre cambios en sus parámetros libres como resultado de esta estimulación.
3. La red neuronal responde de una nueva forma al ambiente debido a los cambios que han ocurrido es su estructura interna.

4.1.4.1. Aprendizaje basado en corrección de error

Para ilustrar, consideremos el caso de una neurona constituyendo el único nodo computacional en la capa de salida de una red neuronal realimentada. La neurona es estimulada con un vector de entrada producido por una o más capas de neuronas ocultas, las cuales están estimuladas por un vector de entrada aplicado a la capa de entrada de la red neuronal. La respuesta de la neurona de salida es comparada con una salida deseada produciendo un error, la señal de error activa un mecanismo de control, el propósito es ejecutar una secuencia de ajustes correctivos a los pesos sinápticos de la neurona. Los ajustes correctivos son diseñados para hacer que la señal de salida se haga cada vez más parecida a las señal deseada.

4.1.4.2. Aprendizaje basado en la memoria

En el aprendizaje basado en la memoria, todos (o la mayoría) de las experiencias pasadas son explícitamente una gran memoria.

4.1.4.3. Aprendizaje competitivo

En el aprendizaje competitivo, como su nombre lo indica, las neuronas de salida de una red neuronal compiten entre ellas para estar activas. En una red neuronal diferente muchas neuronas de salida pueden estar activas al mismo tiempo, en el aprendizaje competitivo solo una neurona de salida esta activa a la

vez. Esto hace que el aprendizaje competitivo sea altamente adecuado para descubrir estadísticamente características más destacadas que pueden ser usadas para clasificar un conjunto de patrones.

hay tres elementos básicos para una regla de aprendizaje competitivo:

- Un conjunto de neuronas que tienen todas iguales pesos sinápticos, excepto algunos aleatoriamente distribuidos, y los cuales responden diferente a conjuntos dados de patrones de entrada.
- Un límite impuesto sobre la “fuerza” de cada neurona.
- Un mecanismo que permita a las neuronas competir por el derecho a responder a un subconjunto dado de entradas, como una sola neurona de salida, o solo una neurona por grupo, esta activa al tiempo. La neurona que gana la competencia es llamada la neurona que gana y toma todo (*winner-takes-all*).

4.1.4.4. Aprendizaje con profesor

El aprendizaje con un profesor es llamado aprendizaje supervisado (figura 4.3). Un profesor es un individuo que tiene conocimientos del ambiente, con este ambiente como un conjunto de ejemplos entrada-salida. El ambiente es desconocido por la red, suponiendo que el profesor y la red son puestos en un ambiente que está representado como un vector de entrada (de entrenamiento), el profesor es capaz de darle a la red un vector de salida esperada para ese vector de entrada, la salida esperada representa la respuesta óptima que debe tener la red.

La red debe estar sometida un tiempo determinado al ambiente con el profesor para poder actualizar sus pesos sinápticos por medio de la corrección de error entre salida esperada y salida obtenida.

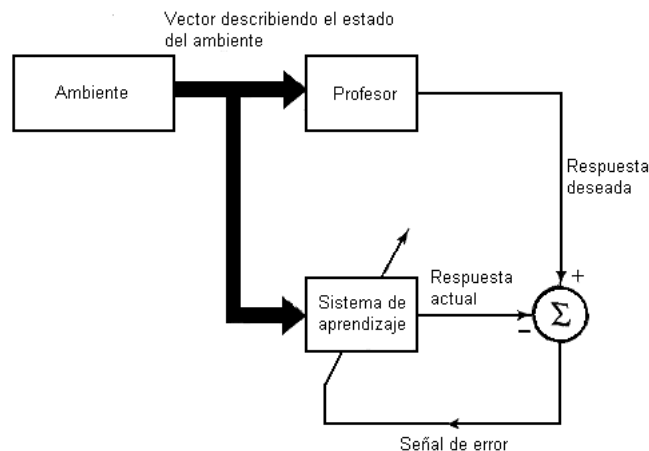


Figura 4.3: Diagrama de bloques del aprendizaje supervisado

4.1.4.5. Aprendizaje sin profesor.

En el aprendizaje supervisado, el aprendizaje tiene lugar con un profesor tutor. El aprendizaje sin profesor como su nombre lo indica es un aprendizaje donde no se requiere tener un profesor. Se pueden identificar 2 tipos de este aprendizaje:

- **Aprendizaje con refuerzo/programación neurodinámica** (figura 4.4): Aprendizaje con un mapa de entrada-salida es desarrollado a través de interacción continua con el ambiente para minimizar un índice escalar de rendimiento.

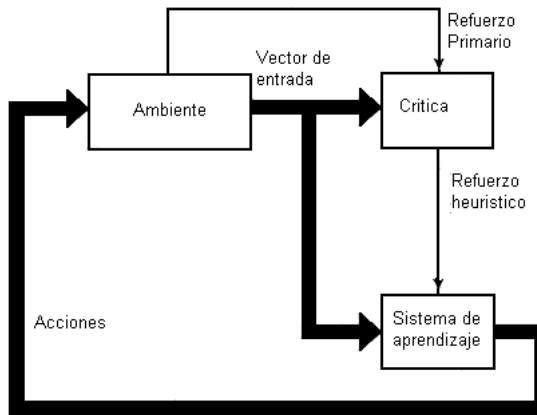


Figura 4.4: Diagrama de bloques del aprendizaje con refuerzo

- Aprendizaje no supervisado:** En el aprendizaje no supervisado o auto-organizativo no hay profesor externo para supervisar el proceso de aprendizaje. Es necesario realizar una medición de tareas independientes de la calidad de representación que la red necesita para aprender, y los parámetros libres de la red son optimizados con respecto a esa medición. Una vez la red está sintonizada con las regulaciones estadísticas de los datos de entrada, la red desarrolla la habilidad de formar representaciones internas para codificar características de entrada y de este modo crear nuevas clases automáticamente.

La red neuronal necesaria para este trabajo debe usar el método de aprendizaje supervisado debido a que un vector de muestras de señales será utilizado para el entrenamiento y cada una de las muestras tiene una salida o respuesta esperada, la red que es utilizada en este trabajo es de tipo *BackPropagation* que tiene una capa de entrada, una capa oculta y una capa de salida. La red de tipo *BackPropagation* utiliza para su entrenamiento un profesor y un vector de muestras, el método de actualización de los pesos sinápticos es por medio de la corrección del error entre la salida esperada en cada neurona y la salida obtenida. La función de activación de las neuronas es de tipo tangencial-sigmoidal.

4.2. Procesamiento de señales

4.2.1. Introducción

Para la extracción de características propias de una señal se utilizaron los siguientes métodos: la aproximación temporal y la aproximación espectral, de las cuales se utilizaron cuatro y dos métodos de extracción de características respectivamente.

Los resultados de los cuatro métodos de la aproximación temporal se almacenan en las cuatro primeras posiciones de un vector híbrido de características de ocho posiciones, en las siguientes cuatro se almacenan las características extraídas con la aproximación espectral, 2 del periodograma y 2 del espectrograma.

4.2.2. Aproximación Temporal

La aproximación temporal permite conocer el comportamiento de una señal a través del tiempo, además permite tener una idea de la frecuencia de la señal. En la extracción de características de una señal con fines de identificación es muy importante acumular la mayor cantidad de información acerca de la señal que se está analizando, lo que hace de la aproximación temporal una herramienta de procesamiento de señales importante debido a que proporciona una idea de frecuencia y comportamiento en el tiempo de una señal que en este caso requiere un nivel de análisis elevado.

Para la extracción de características utilizando aproximación temporal se utilizaron cuatro métodos:

4.2.2.1. Cruces por cero

Una idea de la frecuencia de una señal puede ser obtenida a partir del número de veces que la señal pasa por cero [27], (ver figura 4.5). Un umbral ε debe ser definido para reducir los cruces por cero por consecuencia del ruido. Dadas dos muestras consecutivas x_k y x_{k+1} se incrementa el conteo de cruces por cero si:

$$\begin{aligned} & \{x_k > 0\} y \{x_{k+1} < 0\} \\ & \text{ó} \\ & \{x_k < 0\} y \{x_{k+1} > 0\} \end{aligned} \tag{4.1}$$

y

$$|x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon$$

La función que lleva el conteo de los cruces por cero de las señales captadas en este trabajo, ha sido programada en el lenguaje de programación java (Netbeans)

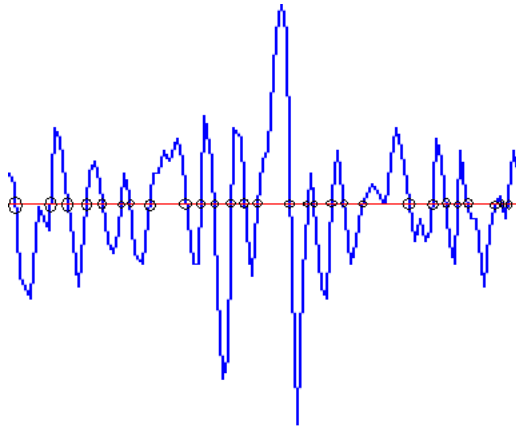


Figura 4.5: Señal EMG con los cruces por cero marcados

4.2.2.2. Valor RMS

Un estimado del valor RMS de la señal x en el segmento i de N muestras [27], (ver figura 4.6), está dado por la ecuación (4.2).

$$RMS = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{K=1}^N x_k^2} \tag{4.2}$$

La función que calcula el valor RMS de las señales captadas en este trabajo, ha sido programada en el lenguaje de programación java (Netbeans).

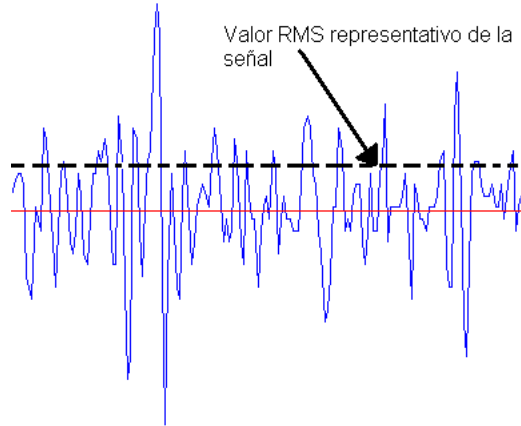


Figura 4.6: Señal EMG con el valor RMS marcado

4.2.2.3. Cambios de pendiente

Otra característica que puede dar idea del contenido de frecuencia de una señal puede ser el número de veces que cambia la pendiente de la misma [27], (ver figura 4.7). De nuevo, es recomendable seleccionar un umbral ε para reducir los cambios de pendiente inducidos por el ruido. Dadas tres muestras consecutivas x_{k-1} , x_k y x_{k+1} , el cambio de pendiente es incrementado si:

$$\{x_k > x_{k-1}\} \text{ y } \{x_k > x_{k+1}\}$$

ó

$$\{x_k < x_{k-1}\} \text{ y } \{x_k < x_{k+1}\} \quad (4.3)$$

y

$$|x_k - x_{k-1}| \geq \varepsilon \text{ ó } |x_k - x_{k+1}| \geq \varepsilon$$

La función que lleva el conteo de los cambios de pendiente de las señales captadas en este trabajo, ha sido programada en el lenguaje de programación java (Netbeans).

Teniendo en cuenta que la energía dominante de una señal de EMG esta entre 10Hz y 150Hz, es decir, que la información relevante para la extracción de características se encuentra en este rango de frecuencias se debe determinar una frecuencia de muestreo real de acuerdo con el teorema de Nyquist, el cual dice que la frecuencia de muestreo de una señal debe ser mayor o igual al doble de la frecuencia de la señal por muestrear para evitar pérdidas de información, debido a que la señal es aperiódica se debe tener en cuenta la mayor frecuencia de su rango (150Hz), por esto la frecuencia de muestreo debe ser mayor a 300 muestras por segundo. En el caso que nos ocupa la frecuencia de muestreo es de 450 muestras por segundo (después de realizar todos los cálculos en el PC).

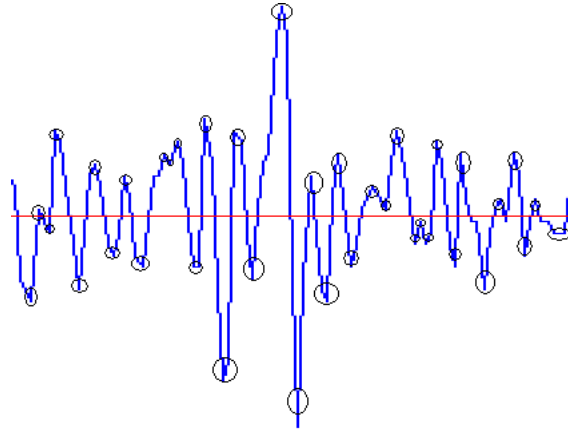


Figura 4.7: Señal EMG con marcas en los lugares donde cambia de signo la pendiente

4.2.2.4. Longitud de Onda

Una característica que provee información acerca de la complejidad de una señal en un segmento, está definida por la longitud de la onda, (ver figura 4.8). Esto es simplemente el acumulado de la distancia entre los valores de muestras consecutivas definidas por la ecuación (4.4):

$$l_o = \sum_{k=1}^N |x_k - x_{k-1}| \quad (4.4)$$

Asumiendo que el tiempo entre muestras es muy pequeño. El valor resultante da una idea de la amplitud, frecuencia y duración de la onda en un solo valor.[27].

La función que calcula la longitud de onda de las señales captadas en este trabajo, ha sido programada en el lenguaje de programación java (Netbeans).

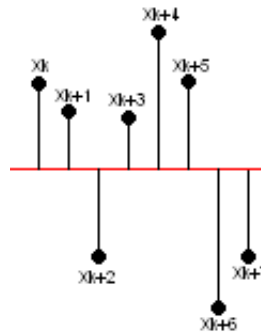


Figura 4.8: Señal discreta demostrativa para el cálculo de la longitud de onda

4.2.3. Aproximación Espectral

El análisis espectral utilizado en este trabajo está relacionado con una herramienta llamada transformada de Fourier. Ese análisis puede llevarse a cabo para pequeños intervalos de tiempo, o menos frecuentemente para intervalos largos. La transformada de Fourier no solamente contiene información sobre la intensidad de determinada frecuencia, sino también sobre su fase.

Para la extracción de características utilizando aproximación espectral se utilizaron dos métodos:

4.2.3.1. Periodograma

La información obtenida de la transformada de Fourier se puede representar como un vector bidimensional o como un número complejo. En las representaciones gráficas, frecuentemente sólo se representa el módulo al cuadrado de ese número, y el gráfico resultante se conoce como espectro de potencia o densidad espectral de potencia.

Una forma de estimar la densidad del espectro de potencia (PSD) [27] (ver figura 4.9) de una señal es simplemente encontrar la transformada discreta de Fourier (usualmente hecha con FFT) y tomar la magnitud al cuadrado de cada uno de los términos. Este estimado es llamado periodograma.

El periodograma estimado del PSD de una señal X de longitud N es:

$$P(k) = \frac{|X(k)|^2}{N}, k = 1, \dots, N \quad (4.5)$$

Donde $X(k)$ son los coeficientes de la FFT (*ANEXO E*). A partir de este cálculo se extraen 2 características:

- Potencia promedio.
- Potencia máxima.

Para obtener el periodograma se utilizó el software MATLAB enlazado con Netbeans por medio de la librería para Java JMatlink, se calculó la FFT con MATLAB para después ser utilizado en Netbeans y así calcular la potencia promedio y la potencia máxima.

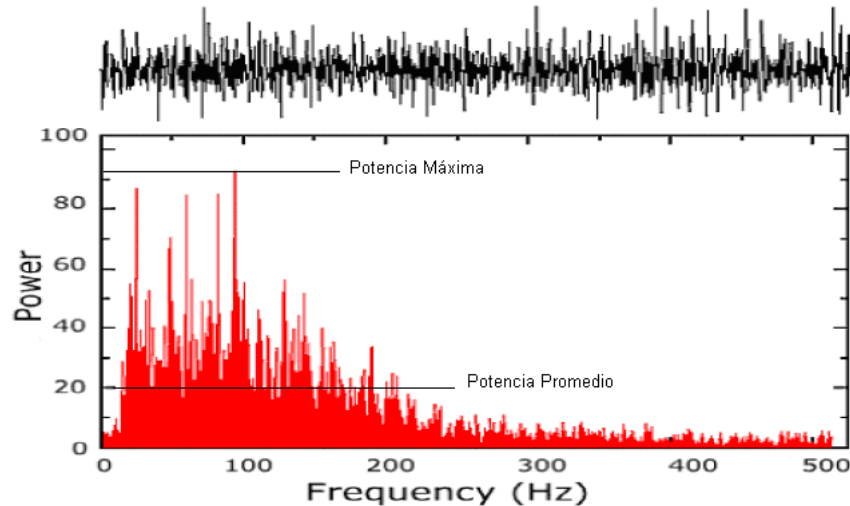


Figura 4.9: PSD de una señal EMG con la potencia máxima y promedio marcadas

4.2.3.2. Espectrograma

El espectrograma es el resultado de calcular el espectro de tramas enventanadas de una señal, se calcula la transformada de Fourier dependiente del tiempo para una señal, usando una ventana deslizante. Esta forma de transformada de Fourier, también se conoce como (STFT). El espectrograma es la magnitud de esta función. [27]

La señal EMG se divide en 8 ventanas que están sobrepuestas al 50% entre ellas, si no se puede dividir exactamente en 8, la última ventana es truncada. A cada ventana se le calcula la transformada discreta de Fourier (FFT) y al finalizar el resultado obtenido es una matriz que incrementa en frecuencia

con las filas e incrementa el tiempo con las columnas, esta matriz proporciona información acerca de la energía de la señal.

A partir de este cálculo se extraen dos características:

- Energía media.
- Energía máxima.

Para obtener el espectrograma se utiliza el software MATLAB enlazado con Netbeans por medio de la librería para Java JMatlink, se calcula el espectrograma de la señal obtenida en Netbeans con MATLAB (con sus valores por defecto) para después ser utilizado nuevamente en Netbeans y así calcular la energía promedio y la energía máxima.

4.2.4. Implementación del sistema de control

Para explicar el sistema de control de la mano virtual es necesario identificar todas las fases que intervienen en el proceso.

- Equipo Electrónico, (ver sección 3.8).
- Fase de extracción de características, ver (subsecciones 4.2.2 y 4.2.3).
- Sistema de reconocimiento de patrones para la señal electromiográfica.
- Entorno Virtual.

En la sección 3.8 se abordó la fase del equipo electrónico hasta la implementación del sistema de comunicación con el PC (USB), para la extracción de las características con los métodos de aproximación temporal (ver subsección 4.2.2) y espectral (ver subsección 4.2.3) fué necesario utilizar el lenguaje de programación Java y sus librerías JpicUsb y JMatLink para establecer comunicación con el equipo electrónico y MATLAB respectivamente, en esta extracción de características siempre se utilizaron las primeras doscientas (200) muestras desde el momento en el que se inicia un movimiento, ver figura4.10.

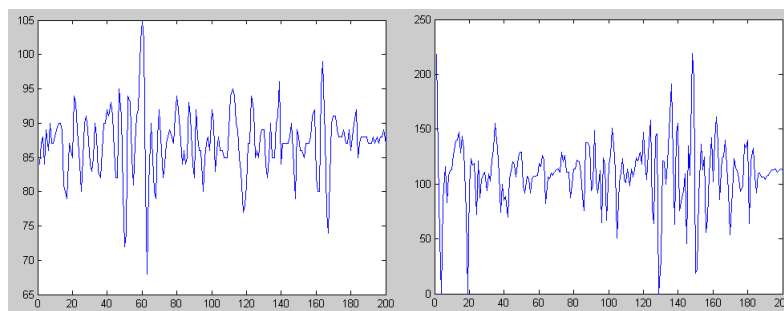


Figura 4.10: Primeras 200 muestras después de un movimiento

La siguiente fase es la encargada del reconocimiento de los patrones, de la extracción de características se obtiene un vector de 16 posiciones que representa 5 características de cada uno de los dos canales que son utilizados. Para controlar una mano virtual se utiliza una red neuronal capaz de tener en cuenta la señal de los dos canales y así diferenciar todos los movimientos. La red neuronal utilizada es de tipo BackPropagation y tiene tres capas, la primera tiene 16 neuronas, una para cada entrada (16 características obtenidas en la aproximación temporal y espectral de las señales de los dos canales), la segunda tiene 25 neuronas que es el mismo número de muestras que se utilizan para el entrenamiento, de esta forma se mejora el rendimiento de la red debido a que un mayor número de muestras implica que la red debe cumplir con más condiciones para acertar con la respuesta esperada,

lo cual requiere más neuronas para la misma tarea, y la última capa tiene 5 neuronas debido a que es necesario identificar cinco patrones .

Para cada movimiento se tomaron cinco muestras completando una matriz de 16x25 para ser utilizado como entrada en el entrenamiento de la red, fué necesario intercalar los movimientos dentro de la matriz de entrenamiento para facilitar la homogeneidad en las respuestas de la red después de ser entrenada. Para el vector de respuestas esperadas se creó un vector de 5x25 con sus primeras cinco columnas dispuestas como se muestra en la tabla 4.1:

1	0	0	0	0
0	1	0	0	0
0	0	1	0	0
0	0	0	1	0
0	0	0	0	1

Cuadro 4.1: Primeras 5 columnas de la matriz de respuestas esperadas.

El entrenamiento de la red se hizo en MATLAB despues de haber creado la matriz de entrada en Netbeans con los 16 datos característicos de las señales para cada uno de los cinco movimientos y realizando cinco veces cada uno de ellos. Después de alcanzar el mínimo gradiente y un alto rendimiento en los datos proporcionados por MATLAB en el entrenamiento de la red, se guardó la red con todos los pesos actualizados para ser cargada en Netbeans cada vez que se inicie el programa y así evitar la necesidad de entrenar la red todas las veces que se inicie.

El vector de respuestas proporcionado por la red cada vez que se realiza un movimiento es utilizado para relacionarlo con una posición de la mano virtual.

Al hacer alguno de los 4 movimientos mostrados en la tabla 4.2, la mano simula un movimiento particular.

Las unidades de los resultados obtenidos al extraer características no son tenidas en cuenta debido a que todos los valores provienen de un vector que representa una señal con números binarios de 8 dígitos que posteriormente se convierten a decimales pero que no son iguales a los valores de voltaje de la señal, situación que no afecta el desempeño de la red neuronal debido a que no se pierde la correlación que existe entre los valores del vector de características final y además permite ahorrar procesamiento al evitar la conversión de cada una de las muestras.

Hay otro movimiento que cumple la función de *"hold"* o memoria y sirve para mantener los dedos que se encuentren flexionados después del siguiente movimiento, ver figura 4.11, este movimiento permite ampliar la cantidad de posturas de mano posibles.

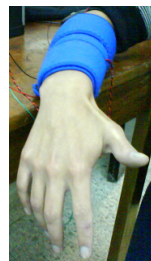








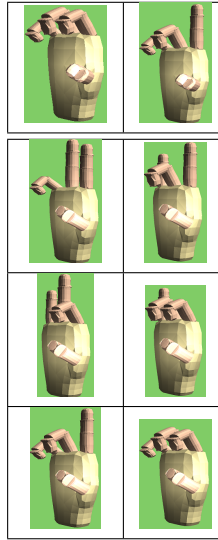


Figura 4.11: Movimiento de memoria

Movimiento real	Simulación	Características extraídas		
			Canal 1	Canal 2
		Valor RMS	7,01684758	6,94645053
		Cruces por cero	52	43
		Cambios de Pendiente	60	48
		Longitud de Onda	5812	2016
		Potencia máxima	5477895,05	185786,001
		Potencia promedio	111367,393	4694,72213
		Energía máxima	40447,5981	41092,1497
		Energía promedio	178,110055	201,213008
			Canal 1	Canal 2
		Valor RMS	6,36811589	7,54881448
		Cruces por cero	33	61
		Cambios de Pendiente	48	78
		Longitud de Onda	6085	6862
		Potencia máxima	152660,971	2159442,36
		Potencia promedio	2921,11667	56861,4563
		Energía máxima	35282,9638	43872,5101
		Energía promedio	172,327914	210,805641
			Canal 1	Canal 2
		Valor RMS	6,53739627	8,99910829
		Cruces por cero	46	78
		Cambios de Pendiente	64	105
		Longitud de Onda	12205	13865
		Potencia máxima	71688,1636	13900890,4
		Potencia promedio	2472,4636	426115,044
		Energía máxima	35875,3642	50343,1879
		Energía promedio	174,36088	231,977992
			Canal 1	Canal 2
		Valor RMS	6,33183623	6,95141712
		Cruces por cero	1	14
		Cambios de Pendiente	2	26
		Longitud de Onda	1858	958
		Potencia máxima	79230,4535	131278,573
		Potencia promedio	1696,4197	2543,61777
		Energía máxima	34256,7194	41441,2176
		Energía promedio	171,586357	206,697727

Cuadro 4.2: Tabla de relación entre los movimientos de la mano y su respectiva simulación virtual.

En la tabla 4.3, se muestran algunas posturas que permite la utilización de la función “hold” o memoria.



Cuadro 4.3: Algunas posturas que se pueden lograr adicionando el movimiento de memoria a la simulación

Las características extraídas de la señal generada con el movimiento de “*hold*” o memoria se pueden ver en la figura 4.12.

	Canal 1	Canal 2
Valor RMS	6,36214979	6,95207163
Cruces por cero	41	3
Cambios de Pendiente	48	3
Longitud de Onda	2086	541
Potencia máxima	101190,786	125856,875
Potencia promedio	1990,4402	2600,97377
Energía máxima	34319,758	41377,5544
Energía promedio	171,426776	206,842986

Figura 4.12: Características extraídas de la señal “*hold*”

Capítulo 5

Diseño entorno virtual

5.1. Introducción

Los entornos virtuales son una herramienta de gran utilidad en diferentes campos, el rango de aplicaciones de los entornos virtuales es muy grande y variado, desde aplicaciones en robótica y video juegos hasta aplicaciones médicas.

El entorno virtual utilizado para este trabajo sirve para observar una mano y controlar sus movimientos con las señales obtenidas por medio de sEMG sin la necesidad de construir una real.

5.2. Diseño e implementación del entorno virtual

Para el diseño e implementación del entorno virtual es necesario identificar todas las fases que intervienen en el proceso.

- Revisión de la anatomía de los huesos de la mano. (ver sección 2.5).
- Selección de un software de modelado 3D para la mano.
- Importación y ensamble de la mano en un entorno de Java 3D.
- Enlace del entorno virtual con el sistema de control de EMG.

Aunque existen muchas herramientas para crear entornos virtuales, debido a que se utilizó el lenguaje de programación java para la extracción de características y reconocimiento de patrones, se diseñó e implementó el entorno con java3D y su librería para cargar archivos VRML (*Virtual Reality Modeling Language*) con su extensión .wrl.

Para el diseño y modelado (ver figura 5.1) de las partes de la mano se utilizó el software Autodesk 3ds max basados en el tutorial [1] (ver figura 5.2) y luego se exportaron como archivos VRML para ser cargados en Netbeans.

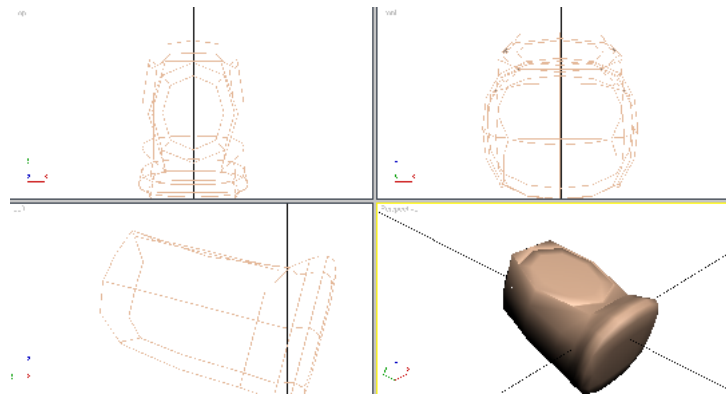


Figura 5.1: Modelado de la falange distal del dedo pulgar (3ds max)



Figura 5.2: Imagen de la mano terminada en el tutorial de 3DS max (extraída de [1])

Al exportar las partes de la mano como archivo VRML se usó el mínimo número de polígonos posible y la menor cantidad de decimales de precisión para evitar problemas en la simulación debido a los requerimientos de procesamiento de Java3D y para mantener el buen desempeño de la red neuronal.

Al ser cargadas todas las partes en Netbeans se ensambló la mano (ver figura 5.3) y se programaron sus movimientos de acuerdo a las respuestas de la red neuronal.



Figura 5.3: Mano virtual en un entorno de java3D

La mano fue modelada y programada con cuatro dedos, para su posterior uso en la operación de manos robóticas de iguales características.

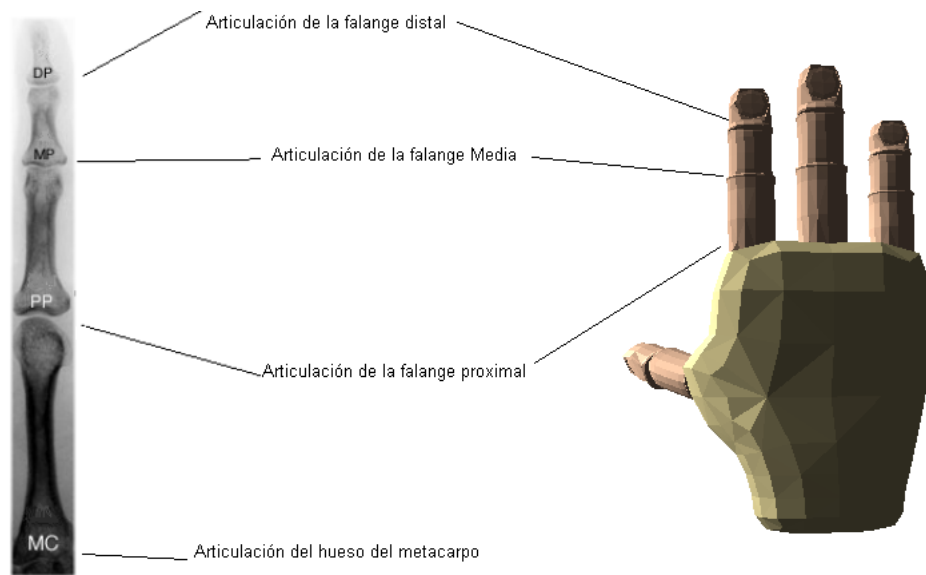


Figura 5.4: Articulaciones de los dedos de la mano

En el movimiento de los dedos de la mano se presentan una serie de limitaciones las cuales se tuvieron en cuenta para la programación del movimiento de los dedos de la mano virtual, podemos dividir las limitaciones de los ángulos en las articulaciones de los dedos (ver figura 5.4) en 3 grupos [28]:

- Limitaciones estáticas:** Las articulaciones en la mano humana tienen solamente un rango restringido de movimiento. Sin embargo, definir este rango de movimiento se hace algo ambiguo por el hecho de que cuando hay presión extra aplicada, el rango de movimiento puede incrementar superando los límites normales. Para un movimiento de extensión, esto se conoce como hiperextensión. También, el rango de movimiento es dependiente del individuo.

Las limitaciones en las articulaciones de la mano humana son solamente límites en los valores que el ángulo puede tomar. Los valores usados se muestran a continuación. Es importante notar que flexión/extensión es indicado por f/e.

$-10^\circ < \text{Articulación de la Falange Proximal (f/e)} < 90^\circ$

$-20^\circ < \text{Límite de los huesos del metacarpo (f/e)} < 15^\circ$

La última limitación aplica solo para los dedos anular y meñique. El rango normal de movimiento para la misma articulación en el dedo corazón e índice es extremadamente limitado.

- Dependencia de limitaciones de la parte interna de las articulaciones de los dedos:** Cuando la articulación de la falange proximal de un dedo se flexiona o extiende, hay una rotación correspondiente en la articulación de la falange media del mismo dedo. Esto es equivalente al hecho de que algunos de la misma musculatura subyacente están involucrados en ambos movimientos y estos están por lo tanto naturalmente emparejados. Estudios de la anatomía de la mano, además de estudios empíricos que muestran una relación aproximadamente lineal entre las rotaciones de las articulaciones:

Articulación de la falange media (f/e) = 2 * Articulación de la falange proximal (f/e)

Una limitación similar se aplica entre la articulación de la falange media y la articulación de la falange distal:

Articulación de la falange distal (f/e) = 2/3 * Articulación de la falange media (f/e)

- Dependencia de limitaciones entre las articulaciones de los dedos:** Esto es difícil, si no imposible, mover ciertos dedos independientemente cuando estos están en cierta configuración. Esto puede ser observado intentando la flexión de la articulación de la falange proximal del dedo anular sin mover los dedos vecinos. Esta tendencia es modelada especificando una distancia mínima angular que puede ser mantenida en una articulación particular de un dedo, y otra articulación en algún otro dedo (o posiblemente el mismo dedo). Para imitar la tendencia de los dedos vecinos de flexionarse juntos, este modelo incluye una mínima distancia angular entre el ángulo de flexión de cada articulación de falange proximal y el ángulo de flexión de la misma articulación en los dedos o dedo vecino. Por ejemplo, las limitaciones en la articulación de la falange proximal del dedo anular rendiría las siguientes relaciones:

| Articulación de la falange proximal del dedo anular (f/e) - Articulación de la falange proximal del dedo meñique (f/e) | < 45°

| Articulación de la falange proximal del dedo anular (f/e) - Articulación de la falange proximal del dedo corazón (f/e) | < 40°

Capítulo 6

Validación experimental

Para determinar la eficiencia del sistema de control de la mano virtual es importante determinar el porcentaje de acierto de cada movimiento después de realizarlo varias veces.

Al realizar pruebas correspondientes para cien veces cada uno de los movimientos con los cuales se entrenó la red neuronal (patrones estáticos), y utilizando únicamente una respuesta se obtuvieron los resultados en porcentaje de acierto mostrados en la tabla 6.1.

Movimiento	Porcentaje (%)
Dedo indice	72
Dedo pulgar	85
Dedo corazon	78
Dedo Meñique	86
Memoria	74

Cuadro 6.1: Porcentajes de acierto con una sola respuesta de la red neuronal

El gráfico que representa el porcentaje de acierto de cada movimiento utilizando una sola respuesta de la red neuronal se muestra en la figura 6.1.

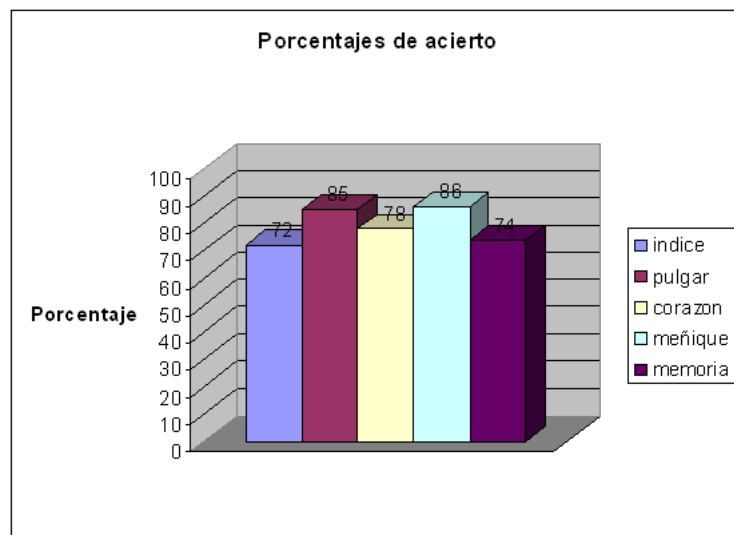


Figura 6.1: Gráfico de columnas tomando una respuesta de la red neuronal

Debido a la alta velocidad de respuesta de la red neuronal gracias al motor de Matlab de aproximadamente 0.5 segundo después de realizado el movimiento se logró también una alta velocidad de respuesta en el entorno virtual de Java 3D, pero con un error considerable para cada uno de los movimientos. Para aumentar el porcentaje de acierto del sistema se decidió utilizar dos respuestas de la red neuronal que en instantes consecutivos fueran iguales, lo que hizo la respuesta del entorno un poco menos rápida (aproximadamente 2 segundos) pero con un porcentaje de acierto mucho mayor. Los porcentajes de acierto del sistema completo después de hacer cien veces cada movimiento se muestran en la tabla (6.2).

Movimiento	Porcentaje(%)
Dedo indice	87
Dedo Pulgar	96
Dedo corazon	92
Dedo meñique	96
Memoria	91

Cuadro 6.2: Porcentajes de acierto del sistema

El gráfico que representa el porcentaje de acierto de cada movimiento utilizando una sola respuesta de la red neuronal se muestra en la figura 6.2.

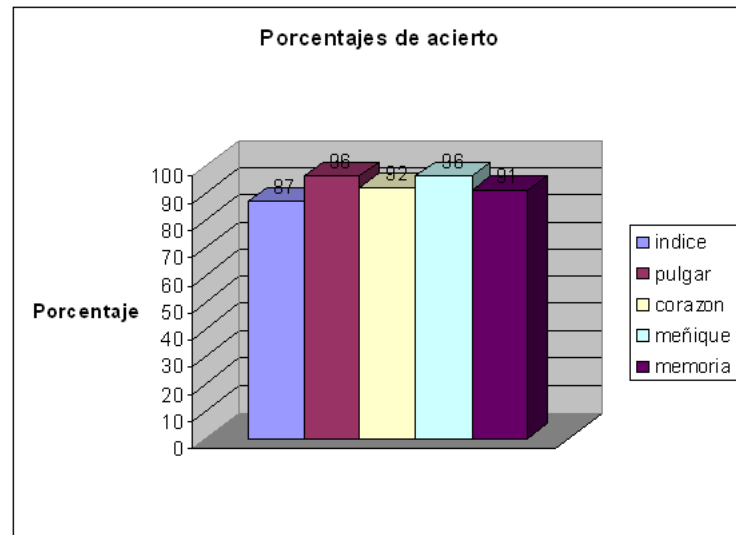


Figura 6.2: Gráfico de columnas tomando dos respuestas consecutivas de la red neuronal.

Con los resultados anteriores podemos determinar que 200 muestras de cada uno de los dos canales son suficientes para extraer e identificar características determinantes de cada patrón estático de movimiento, con lo cual podemos concluir que el sistema funciona de la manera esperada en un tiempo relativamente corto.

Capítulo 7

Conclusiones

- El sistema de adquisición de las señales electromiográficas demuestra su aplicabilidad en futuros trabajos relacionados con tareas de rehabilitación y robotica debido a que fué posible identificar diferentes movimientos a partir de estas señales.
- La implementación del filtro Notch de 60Hz fué de gran importancia para obtener una señal más limpia debido a que las señales electromiográficas tienen muy bajos niveles y por esto son muy vulnerables al ruido de la red.
- Es muy importante utilizar electrodos de alta calidad para evitar interferencias por los cables o las conexiones entre ellos y el circuito de amplificación de biopotenciales.
- La utilización de un brazalete de electrodos elástico aunque brinda un excelente nivel de ergonomía, dificulta la uniformidad en el posicionamiento de los electrodos en diferentes oportunidades, se hace necesario revisar minuciosamente que las condiciones siempre sean las mismas al utilizar el brazalete de nuevo, esto se debe a que las señales captadas tienen una amplitud muy baja y una amplificación muy alta, por lo tanto cualquier cambio en el posicionamiento tiene repercusiones en la amplitud de la señal final. Se sugiere para posteriores trabajos utilizar un brazalete rígido y hecho a la medida del antebrazo del usuario para evitar tardar mucho tiempo en ubicar el brazalete o entrenar la red neuronal nuevamente.
- Al utilizar un vector híbrido para la entrada a la red neuronal que contenga muchas características de la señal en pocos valores, se garantiza una mejor interpretación de la señal además de una gran eficiencia en términos de velocidad.
- Aunque los métodos de extracción de características que tienen que ver con aproximación espectral contribuyen en el reconocimiento de patrones en la red neuronal, las características de aproximación temporal hacen que la identificación sea más fácil y no requiera un nivel de procesamiento tan elevado. De cualquier manera la aproximación espectral permite observar los niveles de potencia y energía que tiene la señal de EMG.
- La red neuronal de tipo *backpropagation* demostró un buen desempeño para esta aplicación en particular, permitiendo cortos tiempos de entrenamiento debido al pequeño número de neuronas que requiere para la identificación de las características y al aprendizaje supervisado, además se obtuvo una velocidad de respuesta bastante alta a pesar de la complejidad de la tarea realizada.
- La utilización de archivos VRML para el entorno virtual permitió un mejor modelamiento de la mano sin arriesgar velocidad de procesamiento necesaria para la identificación de patrones.
- Para aprovechar la velocidad y eficiencia del motor del software Matlab y su toolbox de redes neuronales, además de la necesidad de utilizar la FFT y el espectrograma de la señal sEMG, la

librería jMatlink utilizada en lenguaje de programación JAVA permitió enlazar el entorno virtual programado en Java3D y la adquisición de la señal con la red neuronal de Matlab.

- Es necesario hacer un entrenamiento de la red neuronal para cada individuo que utilice el dispositivo debido a que su desempeño depende directamente de la anatomía de cada uno.
- Los porcentajes de acierto obtenidos despues de la identificación de patrones fue bastante alto, lo que demuestra que la implementación del sistema es viable.
- Con el uso de los 5 patrones idenficados fue posible lograr una gran cantidad de combinaciones de posturas de la mano virtual debido a la programación que se realizó, teniendo en cuenta que este dispositivo podría ser utilizado por discapacitados, quienes encontrarían dificultad en el control de la mano si la cantidad de movimientos necesarios fuera muy grande, además con menos patrones por identificar se logra un mayor porcentaje de acierto y por ende un mejor control.

Capítulo 8

Recomendaciones para trabajos futuros

Después de haber desarrollado este trabajo se pueden establecer algunas recomendaciones para mejoras y/o aplicaciones del mismo en proyectos futuros.

Para mejorar la exactitud en el posicionamiento de los electrodos se recomienda la construcción de un brazalete de electrodos rígido y moldeado respecto a la forma del antebrazo del usuario para lograr condiciones de posicionamiento y orientación de los electrodos exactamente iguales en todas las situaciones en las que se utilice el dispositivo.

El sistema de reconocimiento de patrones de señales EMG proporciona cinco patrones identificados a partir de dos canales que permiten controlar dispositivos robóticos a partir de las señales electromiográficas como pueden ser robots móviles, manipuladores, grippers, etc., los cuales pueden ser teleoperados.

El sistema desarrollado en este trabajo puede ser utilizado como dispositivo de inmersión para aplicaciones con realidad virtual o realidad aumentada y combinarlo con dispositivos que permitan realimentación de fuerza, presión, temperatura, etc.

Al tener 5 patrones de movimiento identificados se pueden desarrollar prótesis robóticas de miembro superior controladas con biopotenciales para lograr la rehabilitación de personas con discapacidad por amputación. También se pueden desarrollar rutinas programadas en computador para rehabilitación de personas con limitaciones en el movimiento de sus manos.

Si se requiere identificar más patrones de movimiento con un alto grado de precisión y exactitud se recomienda aumentar el número de canales y el tamaño de la red neuronal.

Debido a su gran aplicabilidad en tareas que requieren movilidad del usuario, se recomienda la implementación del sistema de control en un sistema embebido o un microcontrolador.

Bibliografía

- [1] J. Leazar, *Mano con 3DS max*.
- [2] A. C. D. and D. B. Peña, “Diseño y construcción de un electromiógrafo digital de cuatro canales,” *3er Congreso de Bioingeniería e Ingeniería Biomédica*, 2008.
- [3] J. Rondón and G. Ocampo, “Diseño y construcción de una mano robot de cuatro dedos,” *XII Latin American Congress on Automatic Control, XIIICLAC*, 2006.
- [4] D. A. M. Cárdenas, *Diseño e implementación de un exoesqueleto para asistencia mecánica en el movimiento de flexión y extensión del codo*. Universidad Militar Nueva Granada, 2008.
- [5] R. E. G. Carvajal and F. V. Alvarez, *Prototipo Mecatrónico para rehabilitación de miembro superior*. Universidad Militar Nueva Granada, 2004.
- [6] R. A. C. Estepa and C. D. V. Garnica, *Control de los movimientos de un brazo antropomórfico de seis grados de libertad por medio de un dispositivo de inmersión*. Universidad Militar Nueva Granada, 2004.
- [7] “Amputados de uno o más miembros tienen una nueva oportunidad gracias a la rehabilitación,” *Periódico El Tiempo* Abril 20 2006.
- [8] F. S. y Democarcia, “Conflicto armado y minas antipersona en colombia,” tech. rep., 2005.
- [9] A. Davalli, G. Sandini, C. Castellini, and E. Gruppioni, “Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography,” *LIRA-Lab, University of Genova, viale F. Causa 13, 16145 Genova (Italy), INAIL Centro Protesi, via Rabuina 14, 40054 Vigorso di Budrio (Bologna, Italy), RBCS Department, Italian Institute of Technology, via Morego 30, 16163 Genova (Italy)*., vol. 103, pp. 255–262, 2008.
- [10] H. Romo, J. Realpe, and P. Jojoa, “Análisis de señales emg superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano,” *Revista Avances en Sistemas e Informática*, vol. 4, pp. 127 – 136, 2007.
- [11] Hudgins, B. Parker, P. Scott, and R.N., “A new strategy for multifunction myoelectric control,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 82–94, 1993.
- [12] K. Englehart, B. Hudgins, P. Parker, and M. Stevenson, “Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations,” *Special Issue of Medical Engineering and Physics on Intelligent Data Analysis in Electromyography and Electroneurography*, pp. 1–13, 1999.
- [13] S. Ferguson and G. R. Dunlop, “Grasp recognition from myoelectric signals,” *Australasian Conference on Robotics and Automation*, pp. 83–87, 2002.
- [14] R. He Huang Kuiken, T.A. Lipschutz, “A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, pp. 65–73, 2009.

- [15] Y. Y. Huang, K. H. Low, and H. B. Lim, "Initial analysis of emg signals of hand functions associated to rehabilitation tasks," *Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 530–535, 2009.
- [16] V. Cantarella., *Bones and Muscles: An illustrated anatomy*. Wolf Fly Press, 1999.
- [17] J. Cuerda, *Atlas de Biología*. THEMA, Barcelona, 1996.
- [18] J. Enderle, S. Blanchard, and J. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering*. Academic Press.
- [19] I. D. Thevenet, "Curso de electricidad, electrónica e instrumentación biomédica con seguridad," vol. 1, pp. 1 – 16, 2008.
- [20] D. M. J. GÓMEZ and W. R. G. SOSA, "Diseño de un sistema de detección y medición de señales mioeléctricas relacionadas con movimientos en uno de los miembros superiores," *UNIVERSIDAD DE LA SALLE*, pp. 1 – 63, 2005.
- [21] L. Banguero, A. Herrera, and R. Jaramillo, "semg para control de prótesis mioeléctricas," *Escuela de Ingeniería de Antioquia (ETA), Instituto de ciencias de la salud (CES).*, 2006.
- [22] A. Salazar, "Diseño e implementación de un sistema de control que utilice señales electromiográficas para activar una prótesis mioeléctrica," *Escuela de ingeniería de Antioquia (ETA), Instituto de ciencias de la salud (CES).*, 2005.
- [23] J. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press & IEEE Press, 2000.
- [24] SENIAM, "Sitio web oficial:," <http://www.seniam.org>.
- [25] G. L. Pavía, *Informe sobre redes neuronales*. El Cid Editor, 2009.
- [26] S. Haykin, *Neural Networks A Comprehensive Foundation Second Edition*. Pearson Education, 2005.
- [27] G. Betancourt, E. Giraldo, and J. F. F. and, "Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas," *Scientia et Technica Año X, No 26*, pp. 53–58, 2004.
- [28] D. E. Brown, "Articulated human hand model with inter-joint dependency constraints," pp. 1–13, 1998.
- [29] B. Hogarth, *Drawing Dynamic Hands*. Billboard Publications Inc., 1988.
- [30] K. Horta and T. Sobrevilla., "Como hacer frente a la amputación," in *Centro de rehabilitación, dif Iaztapalapa.*, 2009.

Apéndice A

CONVERSION A/D

La digitalización o conversión analógica-digital (conversión A/D) consiste básicamente en realizar de forma periódica medidas de la amplitud (tensión) de una señal (por ejemplo, la que proviene de un micrófono si se trata de registrar sonidos, de un sismógrafo si se trata de registrar vibraciones o de una sonda de un osciloscopio para cualquier nivel variable de tensión de interés), redondear sus valores a un conjunto finito de niveles preestablecidos de tensión (conocidos como niveles de cuantificación) y registrarlos como números enteros en cualquier tipo de memoria o soporte. La conversión A/D también es conocida por el acrónimo inglés ADC (analogue to digital converter). En esta definición están patentes los cuatro procesos que intervienen en la conversión analógica-digital:

- Muestreo: el muestreo (en inglés, *sampling*) consiste en tomar muestras periódicas de la amplitud de onda. La velocidad con que se toma esta muestra, es decir, el número de muestras por segundo, es lo que se conoce como frecuencia de muestreo.
- Retención (en inglés, *hold*): las muestras tomadas han de ser retenidas (retención) por un circuito de retención (*hold*), el tiempo suficiente para permitir evaluar su nivel (cuantificación). Desde el punto de vista matemático este proceso no se contempla, ya que se trata de un recurso técnico debido a limitaciones prácticas, y carece, por tanto, de modelo matemático.
- Cuantificación: en el proceso de cuantificación se mide el nivel de voltaje de cada una de las muestras. Consiste en asignar un margen de valor de una señal analizada a un único nivel de salida. Incluso en su versión ideal, añade, como resultado, una señal indeseada a la señal de entrada: el ruido de cuantificación.
- Codificación: la codificación consiste en traducir los valores obtenidos durante la cuantificación al código binario. Hay que tener presente que el código binario es el más utilizado, pero también existen otros tipos de códigos que también son utilizados. Durante el muestreo y la retención, la señal aún es analógica, puesto que aún puede tomar cualquier valor. No obstante, a partir de la cuantificación, cuando la señal ya toma valores finitos, la señal ya es digital. Los cuatro procesos tienen lugar en un conversor analógico-digital.

Un conversor (o convertidor) analógico-digital (CAD), (ADC) es un dispositivo electrónico capaz de convertir una entrada analógica de voltaje en un valor binario, en otras palabras, este se encarga de transformar señales analógicas de entrada a digitales en la salida. Se utiliza en equipos electrónicos como ordenadores, grabadores de sonido y de vídeo, y equipos de telecomunicaciones. La señal analógica, que varía de forma continua en el tiempo, se conecta a la entrada del dispositivo y se somete a un muestreo a una velocidad fija, obteniéndose así una señal digital a la salida del mismo.

Funcionamiento:

Estos conversores poseen dos señales de entrada llamadas V_{ref+} y V_{ref-} y determinan el rango en el cual se convertirá una señal de entrada. El dispositivo establece una relación entre su entrada (señal analógica) y su salida (digital) dependiendo de su resolución. Esta resolución se puede saber, siempre y cuando conozcamos el valor máximo que la entrada de información utiliza y la cantidad máxima de la salida en dígitos binarios. A manera de ejemplo, el convertidor análogo digital ADC0804 tiene la capacidad de convertir una muestra analógica de entre 0 y 5 voltios y su resolución serán respectivamente:

- Resolución = valor analógico / (2^8)
- Resolución = 5 V / 256
- Resolución = 0.0195v o 19.5mv.
- Resolución = LSB

Lo anterior quiere decir que por cada 19.5 milivoltios que aumente el nivel de tensión entre las entradas nombradas como " V_{ref+} " y " V_{ref-} " que ofician de entrada al conversor, éste aumentará en una unidad su salida (siempre sumando en forma binaria bit a bit). Por ejemplo:

- Entrada - Salida
- 0 V - 00000000
- 0.02 V - 00000001
- 0.04 V - 00000010
- 1 V - 00110011
- (5 V-LSB) - 11111111.

Tomado de Wikipedia:

- Conversor Analógico-Digital
- Conversor Analógica-Digital

Apéndice B

PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL AD620



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE
 Gain Set with One External Resistor
 (Gain Range 1 to 1000)
 Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
 Higher Performance than Three Op Amp IA Designs
 Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
 Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")
 50 μ V max, Input Offset Voltage
 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
 1.0 nA max, Input Bias Current
 100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

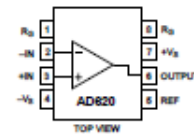
LOW NOISE
 9 nV/ \sqrt{Hz} , @ 1 kHz, Input Voltage Noise
 0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS
 120 kHz Bandwidth ($G = 100$)
 15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS
 Weigh Scales
 ECG and Medical Instrumentation
 Transducer Interface
 Data Acquisition Systems
 Industrial Process Controls
 Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION
 The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

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



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Super η eta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ \sqrt{Hz} at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ \sqrt{Hz} input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

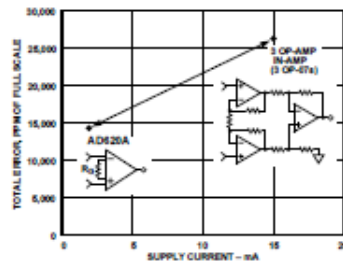


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

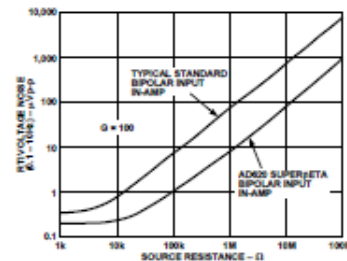



Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

Figura B.1: Primera Página del manual AD620

Apéndice C


PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL TL074




TL074
TL074A - TL074B

LOW NOISE J-FET QUAD OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- LOW NOISE $e_n = 15\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ)
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- LOW HARMONIC DISTORTION : 0.01% (typ)
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : $13\text{V}/\mu\text{s}$ (typ)



N
DIP14
(Plastic Package)



D
SO14
(Plastic Micropackage)

DESCRIPTION

The TL074, TL074A and TL074B are high speed J-FET input quad operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

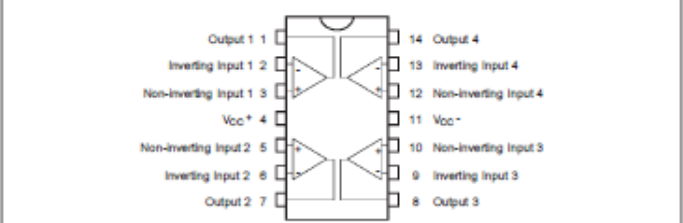
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
TL074M/AM/BM	-55°C, +125°C	•	•
TL074I/AI/BI	-40°C, +105°C	•	•
TL074C/AC/BC	0°C, +70°C	•	•

Example : TL074IN

N = Dual In Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SO) - also available in Tape & Reel (DT)

PIN CONNECTIONS (top view)



March 2001

1/11

Figura C.1: Primera página del manual TL074

Apéndice D

PRIMERA PÁGINA DEL MANUAL PIC18f4550



PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet

28/40/44-Pin, High-Performance,
Enhanced Flash, USB Microcontrollers
with nanoWatt Technology

Apéndice E

TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER

FFT es la abreviatura usual (del inglés Fast Fourier Transform) de un eficiente algoritmo que permite calcular la transformada de Fourier discreta (DFT) y su inversa. La FFT es de gran importancia en una amplia variedad de aplicaciones, desde el tratamiento digital de señales y filtrado digital en general a la resolución de ecuaciones diferenciales parciales o los algoritmos de multiplicación rápida de grandes enteros. El algoritmo pone algunas limitaciones en la señal y en el espectro resultante. Por ejemplo: la señal de la que se tomaron muestras y que se va a transformar debe consistir de un número de muestras igual a una potencia de dos. La mayoría de los analizadores TRF permiten la transformación de 512, 1024, 2048 o 4096 muestras. El rango de frecuencias cubierto por el análisis TRF depende de la cantidad de muestras recogidas y de la proporción de muestreo.

Definición

Sean x_0, \dots, x_{n-1} números complejos. La transformada discreta de Fourier (DFT, por sus siglas en inglés) se define como:

$$f_j = \sum_{k=0}^{n-1} x_k e^{-\frac{2\pi i}{n} jk}$$
$$j = 0, \dots, n-1.$$

La evaluación directa de esa fórmula requiere $O(n^2)$ operaciones aritméticas. Mediante un algoritmo FFT se puede obtener el mismo resultado con sólo $O(n \log n)$ operaciones. En general, dichos algoritmos dependen de la factorización de n pero, al contrario de lo que frecuentemente se cree, existen FFTs para cualquier n , incluso con n primo. La idea que permite esta optimización es la descomposición de la transformada a tratar en otras más simples y éstas a su vez hasta llegar a transformadas de 2 elementos donde k puede tomar los valores 0 y 1. Una vez resueltas las transformadas más simples hay que agruparlas en otras de nivel superior que deben resolverse de nuevo y así sucesivamente hasta llegar al nivel más alto. Al final de este proceso, los resultados obtenidos deben reordenarse. Dado que la transformada discreta de Fourier inversa es análoga a la transformada discreta de Fourier, con distinto signo en el exponente y un factor $1/n$, cualquier algoritmo FFT puede ser fácilmente adaptado para el cálculo de la transformada inversa.

Apéndice F

PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR

A continuación se muestra el programa para el microcontrolador PIC18f4550 que establece la comunicación vía USB con el PC y la conversión A/D.

```
////////////////////////////////////
#include <18F4550.h>
#fuses HSPLL,NOWDT,NOPROTECT,NOLVP,NODEBUG,USBDIV,PLL5,CPUDIV1,VREGEN
#use delay(clock=4800000)
////////////////////////////////////
// CCS Library dynamic defines. FOR dynamic configuration of the CCS // Library
// FOR your application several defines need to be made. See the comments
// at usb.h FOR more information //
////////////////////////////////////
#define USB_HID_DEVICE FALSE // deshabilitamos el uso de las direc //tivas HID
#define USB_EP1_TX_ENABLE USB_ENABLE_BULK // turn on EP1(EndPoint1) // FOR
IN bulk/interrupt transfers
#define USB_EP1_RX_ENABLE USB_ENABLE_BULK // turn on EP1(EndPoint1) // FOR
OUT bulk/interrupt transfers
#define USB_EP1_TX_SIZE 32 // size to allocate FOR the tx endpoint // 1 buffer
#define USB_EP1_RX_SIZE 32 // size to allocate FOR the rx endpoint // 1 buffer
////////////////////////////////////
// Include the CCS USB Libraries. See the comments at the top of these
// files FOR more information //
////////////////////////////////////
#include <pic18_usb.h>
// Microchip PIC18Fxx5x Hardware layer FOR CCS's PIC USB driver
#include "header.h" // Configuración del USB y los descriptores para este // dispositivo
#include <usb.c> // handles usb setup tokens and get descriptor reports
const INT8 Lenbuf = 32;
////////////////////////////////////
// RAM, RAM, RAM //
////////////////////////////////////
char Version[] = "v.1.0";
int8 recbuf[Lenbuf];
int8 sndbuf[Lenbuf];
////////////////////////////////////
```

```
// // M A I N //
////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////////
void main(VOID) {
setup_adc_ports (ALL_ANALOG);
setup_adc (ADC_CLOCK_INTERNAL);
delay_ms (500);
usb_init ();
usb_task ();
usb_wait_FOR_enumeration ();
enable_interrupts (global);
WHILE (TRUE)
{
IF (usb_enumerated ())
{
set_adc_channel (0);
sndbuf[0] = read_adc ();
delay_ms(1);
set_adc_channel (1);
sndbuf[1] = read_adc ();
SET_PWM1_DUTY (sndbuf[0]);
usb_put_packet (1, sndbuf, 2, USB_DTS_TOGGLE);
}
}
}
```

Apéndice G

CIRCUITO IMPRESO

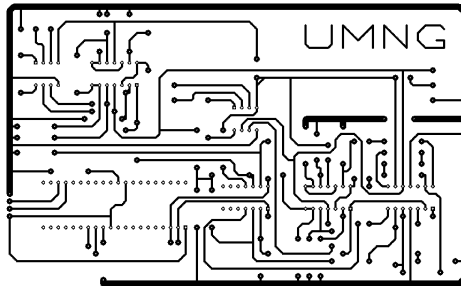


Figura G.1: Circuito impreso para equipo de sEMG

El diseño de este circuito se hizo en el módulo Ares del Software Proteus.