



PONTIFICIA **UNIVERSIDAD CATÓLICA** DEL PERÚ

Esta obra ha sido publicada bajo la licencia Creative Commons
Reconocimiento-No comercial-Compartir bajo la misma licencia 2.5 Perú.

Para ver una copia de dicha licencia, visite
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/pe/>



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
**UNIVERSIDAD
CATÓLICA**
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN ESTIMULADOR ELÉCTRICO FUNCIONAL PARA
REHABILITACIÓN FÍSICA EN MIEMBROS DISTALES SUPERIORES
CON DISFUNCIÓN MOTRIZ**

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Manuel Abelardo Zapata Vélez de Villa

ASESORA: Ing. Rocío Liliana Callupe Pérez

Lima, agosto del 2010

RESUMEN

El Estimulador Eléctrico Funcional (FES) es un dispositivo biomédico de asistencia desarrollado para restaurar las funciones motoras perdidas en diversos órganos del cuerpo humano que se vean privados de un control, normalmente debido a una lesión de los nervios que lo inervan, como por ejemplo la pérdida de control sobre los movimientos de las manos.

El estimulador FES genera un estímulo en corriente o voltaje, adecuado para la activación neuromuscular usando como por ejemplo pulsos bifásicos rectangulares con modulación o con patrones de N-pulsos.

Actualmente solo algunos centros especializados de rehabilitación del Perú cuentan con estos sistemas de estimulación eléctrica funcional, tecnología que integra diferentes fuentes generadores de corriente o voltaje, así como medios de control inteligentes y procesos de acondicionamiento para que estos dispositivos puedan ser manejados por los mismos pacientes.

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo de tesis fue el diseño de un dispositivo no invasivo, económico, portátil y de fácil manejo para lograr la restauración de las funciones motoras de los miembros distales superiores, específicamente la mano, mediante un patrón de señales de estimulación eléctrica funcional para el control del movimiento de prensión. Y tiene como generador de señales un instrumento Virtual con una interfaz de usuario para monitorear y controlar las señales generadas. Asimismo, se plantearon dos opciones para la interfaz de salida dando como resultado la elección del uso de interfaz de puerto paralelo para enviar la señal eléctrica al paciente, al lado de un modulo conversor análogo/digital, aislamiento y los electrodos superficiales correspondientes.

Como conclusión más importante se debe mencionar que este Diseño de un Estimulador Eléctrico Funcional para Rehabilitación de Miembros Distales Superiores demostró, mediante las pruebas realizadas, que la estimulación logrado es bien tolerado por el cuerpo humano. Por lo tanto esto conllevará a obtener una herramienta más para la rehabilitación física en nuestro país, con la ventaja de obtenerse gracias a tecnología desarrollada dentro de este.

INDICE

	Pág
<u>CAPITULO 1: <u>DISCAPACIDAD DE DESTREZA EN EL PERU</u></u>	1
1.1 Introducción.....	1
1.2 Problemática	1
1.2.1 Centros de rehabilitación en el Perú.....	2
1.2.2 Análisis de los problemas de los sistemas actuales de rehabilitación.....	2
1.3 Hipótesis de la investigación.....	4
1.3.1 Hipótesis principal.....	4
1.3.2 Hipótesis secundarias.....	5
1.4 Objetivos de la investigación.....	5
1.4.1 Objetivo general.....	5
1.4.2 Objetivos específicos.....	5
<u>CAPITULO 2: <u>ESTIMULADOR ELECTRICO FUNCIONAL PARA</u></u>	
<u>REHABILITACIÓN FÍSICA</u>	6
2.1 Introducción.....	6
2.2 Sistema Nervioso.....	6
2.2.1 Divisiones o Constitución.....	7
2.2.1.1 Sistema Nervioso Central.....	7
2.2.1.2 Sistema Nervioso Periférico.....	7
2.3 Sistema Muscular.....	8
2.4 Movimientos de la mano.....	10
2.4.1 Introducción.....	10
2.4.2 Músculos participantes.....	10
2.4.3 Nervios participantes.....	12
2.4.4 Movimientos de la mano.....	13
2.4.5 Movimientos de los dedos.....	15
2.5 Discapacidad de destreza.....	16
2.5.1 Causas de la discapacidad de destreza.....	16
2.5.2 Diagnóstico de la discapacidad de destreza.....	16
2.6 Estimulación eléctrica.....	17
2.6.1 Introducción.....	17
2.6.2 Evolución de la estimulación eléctrica.....	17

2.6.3	Seguridad en el uso de estimuladores eléctricos.....	22
2.7	FES (Estimulación Eléctrica Funcional)	24
2.7.1	Definición.....	24
2.7.2	Aplicaciones.....	24
2.7.3	Elementos de un FES.....	24
2.7.4	Protocolo clínico para aplicar FES.....	24
2.8	Técnicas de Diseño de FES.....	25
2.8.1	FES con Tarjetas de Adquisición de datos.....	25
2.8.2	FES con módulos de estimulación para investigación.....	26
2.9	Síntesis problemática	27

CAPITULO 3: DISEÑO DEL ESTIMULADOR ELECTRICO FUNCIONAL PARA

REHABILITACION FÍSICA EN MANOS CON DISFUNCIÓN MOTRIZ.....

3.1	Introducción.....	28
3.2	Etapas de un Sistema de estimulación Eléctrica Funcional.....	29
3.3	Planificación de los patrones de estimulación con módulo de estimulación eléctrica comercial.....	30
3.4	Diseño de interfaz de usuario, generador de formas de onda y unidad central de control.....	31
3.5	Comunicación entre Instrumento Virtual y dispositivo de estimulación eléctrica funcional.....	35
3.6	Protección entre FES y Puertos de Entrada del Circuito de Estimulación Eléctrica.....	35
3.7	Diseño de generador de pulsos cuadrados.....	37
3.7.1	Generación de pulsos.....	37
3.8	Combinación de señales.....	40
3.9	Diseño de Etapa de Adaptación de Señal.....	41
3.9.1	Conversión Digital a Analógica de la Señal.....	41
3.9.2	Filtro.....	44
3.9.3	Etapa de Potencia y Protección.....	46
3.9.4	Amplificación de la señal.....	48
3.9.5	Electrodos.....	50
3.10	Diseño de Fuente de Alimentación.....	52

CAPÍTULO 4: RESULTADOS DEL DISEÑO DEL ESTIMULADOR

ELÉCTRICO FUNCIONAL PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS

54

DISTALES SUPERIORES CON DISFUNCIÓN MOTRIZ.....

4.1	Introducción.....	54
4.2	Pruebas para la definición de parámetros.....	54
4.3	Pruebas de Software.....	57
4.3.1	Pruebas del Instrumento Virtual y Temporización.....	57
4.4	Pruebas de Hardware.....	58
4.5	Presupuestos.....	61
	Conclusiones.....	62
	Recomendaciones.....	63
	Bibliografía.....	64
	Anexos	



INTRODUCCION

En la actualidad, las técnicas de asistencia para restaurar las funciones motoras perdidas en diversos órganos del cuerpo humano, normalmente debidas a un fallo o lesión de los nervios que inervan a estos últimos, son las convencionales y las que se realizan por estimulación eléctrica. Las primeras consisten en ejercicios manuales aplicados por un fisioterapeuta especializado. Y la otra técnica es la estimulación eléctrica funcional (FES), del inglés *Functional Electrical Stimulation*, que consiste en aplicar un estímulo eléctrico a músculos o nervios intactos para originar una contracción muscular para generar el movimiento funcional como es el caso de las actividades diarias (movimiento de manos, brazos, piernas, control de órganos, etc). Sin embargo, en el Perú esta técnica FES es poco utilizada y difundida a pesar de que en nuestro país existen más de 600 000 personas que sufren de discapacidad de destreza (como manipular con los dedos, agarrar o sujetar).

Por lo tanto el objetivo de este trabajo de tesis es diseñar un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros dístales superiores con disfunción motriz.

A continuación se describe el contenido de este trabajo de tesis, que esta dividido en 4 capítulos y dos ítems más, las conclusiones y recomendaciones.

En el primer capítulo es presentado la problemática de la discapacidad de destreza en el Perú. En el segundo capítulo son presentados el sistema nervioso, el muscular, y los músculos que intervienen en los movimientos de la mano, esto con la finalidad de comprender el funcionamiento de tales órganos donde debe actuar el estimulador eléctrico funcional. Así mismo se presenta la definición de discapacidad de destreza y diferentes aplicaciones de la estimulación eléctrica. Seguidamente el 3er capítulo es presentado las diferentes metodologías para el diseño de un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en manos con disfunción motriz. Y el resultado de este trabajo de tesis es presentado en el capítulo 4.

Finalmente, son presentadas las conclusiones y recomendaciones generados después de realizar todo el trabajo de tesis.

CAPITULO 1: DISCAPACIDAD DE DESTREZA EN EL PERU

1.1 Introducción

Existen diversas técnicas para tratar la discapacidad de destreza, las cuales sirven para devolverle a los pacientes, si no en su totalidad, al menos parte de la funcionalidad de sus manos.

En nuestro país existen más de 600 000 personas [1] [2] que sufren de discapacidad de destreza. A pesar de esto, los métodos de tratamiento y rehabilitación son poco eficientes debido a que los sistemas con los que se cuenta son en su mayoría los convencionales (manuales) cuyos resultados no son óptimos, es decir, no llegan a observarse resultados de eficaces y oportunos.

Actualmente, existen muchos dispositivos de asistencia desarrollados para restaurar las funciones motoras perdidas en diversos órganos del cuerpo humano, normalmente debidas a un fallo o lesión de los nervios que inervan a estos últimos. Uno de ellos es la estimulación eléctrica funcional (FES), la cual es muy popular en el uso clínico para el tratamiento de estas deficiencias.

Lamentablemente, a pesar del alto desarrollo de este sistema de estimulación, las fuentes de entrada o medios de control son muy complicados e incómodos para ser manejados por los pacientes, por lo que se ven obligados a ir a centros especializados de rehabilitación, los cuales además de ser escasos y contar con pocos recursos económicos en el Perú, muchas veces carecen de estos equipos [3] [4].

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo es diseñar un dispositivo no invasivo, económico, portátil y de fácil manejo para lograr la restauración de las funciones motoras de la mano mediante señales eléctricas, lo cual hará que el referido dispositivo no sólo se encuentre disponible en los centros médicos, sino también en los hogares de todo posible usuario.

1.2 Problemática

Como se verá en el capítulo 2, la discapacidad de destreza es la incapacidad que tienen las personas de realizar movimientos precisos con las manos, tales como manipular con los dedos, agarrar y sujetar. Las causas de esta son variadas. Las más comunes son las lesiones medulares, las cuales no solo afectan a las manos en estos casos, sino también a todo el brazo o ambos brazos, dependiendo del grado de la lesión. Los traumas en los brazos, con la consiguiente lesión en músculos, nervios y huesos,

también producen esta deficiencia. Otro factor son las enfermedades degenerativas de las articulaciones como la artrosis.

A continuación se presenta un análisis basado en el trabajo de Juan Arroyo (*El derecho a la salud de las personas con discapacidad*) respecto a la actualidad de los centros de rehabilitación y la problemática de los sistemas actuales de rehabilitación en el país.

1.2.1 Centros de rehabilitación en el Perú.

La oferta de servicios de rehabilitación se concentra en el sector salud en 75 establecimientos que brindan atención especializada, que son insuficientes. 38 de estos establecimientos son del MINSA, 26 de EsSALUD, 7 de la Sanidad de las FFAA y PNP y 4 son privados [1].

Uno de los centros de rehabilitación más conocido es el Instituto Especializado de Rehabilitación “Dra. Adriana Rebaza Flores”, el cual está al servicio de las personas con discapacidad y se ha consolidado como una institución moderna en su género; ocupa el más alto nivel de complejidad de atención en la red de Servicios de Salud y por tanto es el ente rector, normativo y dinamizador de las acciones de Rehabilitación de nuestro País.

Cuenta con una amplia gama de servicios que permite que la persona con una discapacidad compleja que los solicite pueda obtener el mayor beneficio posible sin tener que buscar recursos fuera de la Institución [5].

1.2.2 Análisis de los problemas de los sistemas actuales de rehabilitación.

Existe en el campo de la salud de las personas con discapacidad una brecha entre demanda y oferta muy superior a la existente en el resto de problemas de salud. En todos los demás problemas hay una tasa de no acceso a consulta institucional del 53,3%, que suma al 44,8% que no se atiende pese a sufrir malestares y al 8,7% que busca atención en consulta no institucional. En el caso de las personas con discapacidad, la demanda no atendida en rehabilitación especializada es del 90% de la franja que debería recibirla, esto es, sólo se atiende el 10% de 1,019,926 de personas con discapacidad que requiere rehabilitación especializada. La otra gran franja de población con discapacidad, que requiere una rehabilitación básica o basada en la comunidad, parece no existir, ya que de cada 100 personas con discapacidad sólo una se atiende en forma especializada [1].

Lo más grave en el caso de las personas con discapacidad es que no sólo no se atienden en servicios profesionales de salud sino que, incluso si quisieran hacerlo y

buscaran servicios, no los encontrarían porque la oferta de servicios de rehabilitación es muy pequeña y está concentrada en la capital. Lima tiene 38 de los 75 centros con servicios especializados en rehabilitación y su peso en la producción de atenciones fue el año 2000 del 81% de las personas con discapacidad atendidas. Lima tiene, además, a 160 del total de 243 neurólogos registrados en el Colegio Médico, a 381 de los 468 psiquiatras, a 150 de los 223 especialistas en medicina física y rehabilitación. Hay 8 regiones sin médicos especializados en medicina física y rehabilitación y en neurología, 7 regiones sin psiquiatras y 19 sin geriatras [1].

La principal barrera para el acceso a la atención en salud para las personas con discapacidad es la económica. La enorme mayoría de personas con discapacidad son pobres. La estadística sobre los pacientes atendidos del INR (Instituto Nacional de Rehabilitación) puede darnos una idea de los niveles de pobreza en la mayoría de personas con discapacidad. En el año 2002, sólo el 10% de los atendidos en el INR fueron no pobres; el 57% de los atendidos fueron pobres no extremos y el 33% pobres extremos. En el servicio de hospitalización del INR la gran mayoría de pacientes fueron pobres extremos y se exoneró de pagos del 90 al 100% de los costos para internamientos cuyo promedio de estancia fue de tres meses. Las exoneraciones de pagos de tarifas a los pacientes son por tanto generalizadas en el INR [1].

Hay una situación paradójica, pues las personas con discapacidad son parte de la franja más afectada de la sociedad peruana, que requiere mayor protección social en salud. Sin embargo no existe un sistema de prestaciones para las personas con discapacidad, que si bien ha sido reconocido legalmente, aún no se ha implementado.

Los problemas en accesibilidad de las personas con discapacidad a los servicios de salud no se explicarían por la infraestructura sanitaria en general, que en la última década se expandió, sino con la falta de infraestructura y equipamiento específicos de servicios de rehabilitación, caso específico en el que no se experimentó un crecimiento. Respecto al presupuesto de salud destinado al tratamiento de las personas con discapacidad, es muy difícil de calcular por la forma de programación presupuestal, aunque abundan evidencias de que es magro. En realidad es difícil diferenciar presupuestalmente la promoción, la prevención, la curación y la rehabilitación porque en parte se entremezclan en la operación concreta de los servicios públicos [1].

Hasta aquí se ha demostrado que la cobertura de atención para las personas con discapacidad es muy limitada y que la disponibilidad de los recursos físicos, humanos y financieros para los servicios de rehabilitación es también baja [1].

Si no se modificaran estas dos condiciones - poca plata y una oferta de servicios limitada – de todos modos existe una vía para mejorar la respuesta institucional: el aumento del desempeño de los servicios por el lado de la eficiencia (más actividades y

productos), la equidad, (su mejor direccionamiento a los más pobres y vulnerables), la calidad (competencias técnicas y buen trato a los usuarios) y la efectividad (más resultados o recuperaciones y rehabilitaciones).

Para terminar presentaremos al organismo encargado de velar por los derechos de las personas con discapacidad y la ley del discapacitado:

CONADIS

El Consejo Nacional de la Persona con Discapacidad, dada la naturaleza y Misión para la que fue creado, juega un papel determinante en el logro de la finalidad y la aplicación de la ley 27050, ya que se constituye como el ente rector a nivel nacional en cuanto a política, normatividad y promoción de acciones afirmativas en beneficio de las personas con discapacidad. Asimismo, supervisa y vigila el cumplimiento de la Ley General de la Persona con discapacidad, su reglamento y normas conexas en la materia; así como en la realización de Estudios y Proyectos que permitan alternativas de Integración y desarrollo de dicha Población [6].

Ley N° 27050

Que, mediante la Ley General de la Persona con Discapacidad - Ley N° 27050, se crea el Consejo Nacional para la Integración de la Persona con Discapacidad (CONADIS, incorporándose como Organismo Público Descentralizado del Ministerio de Promoción de la Mujer y del Desarrollo Humano, encargado de la integración y desarrollo social y económico del sector poblacional con discapacidad [7].

1.3 Hipótesis de la investigación

1.3.1 Hipótesis principal

Dada la realidad de la rehabilitación física en el Perú, en el cual las leyes y disposiciones son poco favorables con ésta y donde se tiene poca tecnología y el acceso a la rehabilitación mediante estimulación eléctrica es limitado, se hace necesario entonces diseñar un dispositivo de estimulación eléctrica funcional para rehabilitación de manos con discapacidad de destreza, que pueda ser práctico, accesible y en algunos casos ventajoso para el paciente.

1.3.2 Hipótesis secundarias

Los sistemas de rehabilitación de personas con discapacidad de destreza convencionales (manuales y limitados) no son óptimos, esto es, no llegan a observarse ni de manera eficaz ni oportuna.

Un sistema de rehabilitación con estimulación eléctrica funcional daría muchas ventajas a los centros de atención especializados y a los pacientes, pues contarían con tecnologías muy eficientes, seguras y prácticas para sus terapias.

El diseño del generador de ondas será igual al de un estimulador terapéutico solo que diferirán en cuanto a las magnitudes de las señales generadas.

1.4 Objetivos de la investigación

1.4.1 Objetivo General

El objetivo de este trabajo de tesis es diseñar un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en miembros distales superiores con disfunción motriz.

1.4.2 Objetivos específicos

- Levantar información sobre el diseño de estimuladores eléctricos y la problemática de personas con discapacidad que tienen problemas con la función de destreza.
- Diseñar una interfaz de usuario que permita definir los parámetros de estimulación eléctrica y permita monitorear tales parámetros.
- Diseñar un generador de ondas cuadradas con frecuencias variables preestablecidas y cuyas duraciones de pulso sean variables en rangos preestablecidos.
- Diseñar un circuito de adaptación de señal que le transmita de manera segura ésta al paciente a través de electrodos superficiales.

CAPITULO 2: ESTIMULADOR ELECTRICO FUNCIONAL

PARA REHABILITACION FÍSICA

2.1 Introducción

En la actualidad, las técnicas de asistencia para restaurar las funciones motoras perdidas en diversos órganos del cuerpo humano, normalmente debidas a un fallo o lesión de los nervios que inervan a estos últimos, son las convencionales y las que se realizan por estimulación eléctrica. Las primeras consisten en ejercicios manuales aplicados por un fisioterapeuta especializado. Las técnicas de estimulación eléctrica residen en la aplicación de una señal eléctrica a la zona que se quiere rehabilitar. Entre estas podemos mencionar a la estimulación eléctrica funcional (FES), del inglés *Functional Electrical Stimulation*, que consiste en aplicar un estímulo eléctrico, generalmente una señal cuadrada de aproximadamente 50 Hz, a músculos o nervios intactos para originar una contracción muscular que posteriormente será incorporada a una actividad diaria como movimiento de manos, brazos, piernas, control de órganos, etc. Este tipo de procedimiento es muy popular en el uso clínico para el tratamiento de deficiencias como la pérdida de control sobre las manos [4].

A continuación se describe el sistema nervioso, el muscular, y los músculos que intervienen en los movimientos de la mano, esto con la finalidad de comprender el funcionamiento de tales órganos donde debe actuar el estimulador eléctrico funcional. Así mismo se presenta la definición de discapacidad de destreza y diferentes aplicaciones de la estimulación eléctrica.

2.2 Sistema Nervioso

Es el regulador de todas las funciones del organismo. Su unidad estructural funcional es la neurona, una clase de célula tan especializada que ha perdido la facultad de reproducirse. Su propiedad principal es la *excitabilidad*, o capacidad de responder a cualquier modificación del ambiente mediante un impulso eléctrico transmisible denominado estímulo. Las neuronas se conectan unas con otras mediante una unión llamada *sinapsis*, en la que una sustancia química, la acetilcolina, transmite los impulsos [8].

2.2.1 Divisiones o Constitución

Considerado en conjunto, se divide en: órganos centrales, que forman el sistema nervioso central, y órganos periféricos (en relación con los órganos centrales), que constituyen el sistema nervioso periférico [9].

2.2.1.1 Sistema Nervioso Central

Es la parte alojada en el canal óseo craneorraquídeo, integrada esencialmente por la sustancia blanca y la sustancia gris. En la medula espinal, la sustancia gris se sitúa en la zona central del órgano y la blanca lo hace periféricamente mientras que en el encéfalo ocurre a la inversa.

El sistema nervioso central está integrado por células nerviosas y fibras amielínicas y mielínicas (prolongaciones de las células nerviosas). Estas últimas están envueltas en una vaina lipídica. La sustancia blanca consta de fibras, y la gris de células nerviosas y fibras; existe también otro componente del tejido nervioso: la neuroglia. Además de la célula espinal, dentro del sistema nervioso central se hallan el encéfalo, dividido en: bulbo, protuberancia, mesencéfalo, diencéfalo, telencéfalo y cerebelo [10].

2.2.1.2 Sistema Nervioso Periférico

Este sistema se integra por nervios y ganglios. Los nervios, según sus funciones se clasifican en: nervios motores, especializados en la musculatura estriada, y en los músculos lisos y del corazón; y nervios sensoriales, que aportan los estímulos de la sensibilidad de la piel o del interior del organismo.

La mayoría de los nervios del organismo son mixtos, es decir, con un componente sensorial y otro motor.

Los ganglios nerviosos se sitúan en el trayecto de los nervios sensoriales y están compuestos por células y fibras nerviosas [11].

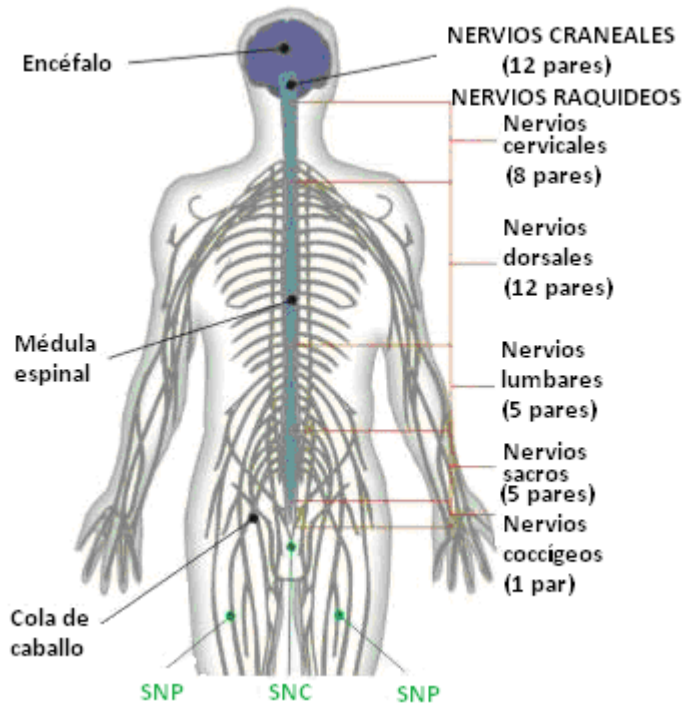


Figura 2.1: Diagrama del Sistema Nervioso (Central y Periférico) [12]

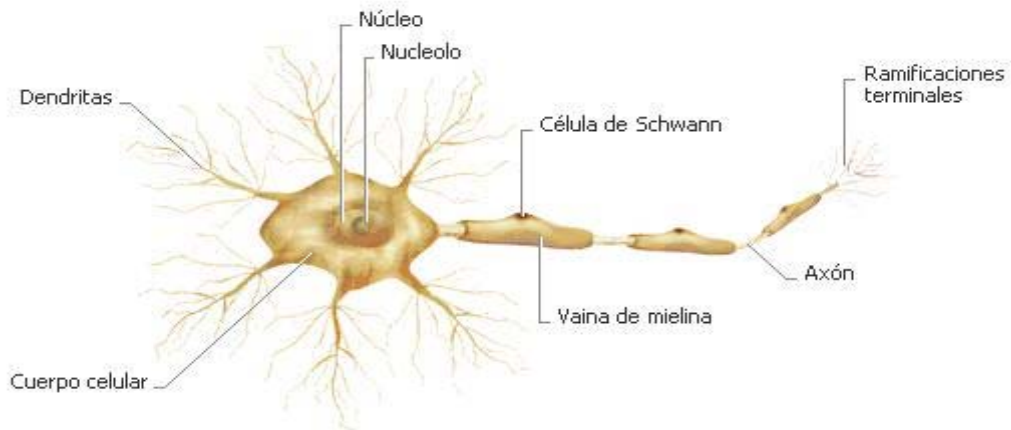


Figura 2.2: Diagrama de una neurona [13]

2.3 Sistema muscular

Los músculos son órganos contráctiles y se clasifican en: estriados, que funcionan bajo el dominio de la voluntad, y lisos, que lo hacen fuera del control de la voluntad. La

musculatura estriada se inserta en el esqueleto, directamente, o a través del tejido conjuntivo (tendones).

Los músculos y los tendones están envueltos por membranas fibrosas (aponeurosis), y muchas veces entre el músculo y el hueso, o entre el tendón y el hueso, se interponen bolsas grasas repletas de un líquido con función amortiguadora [14].

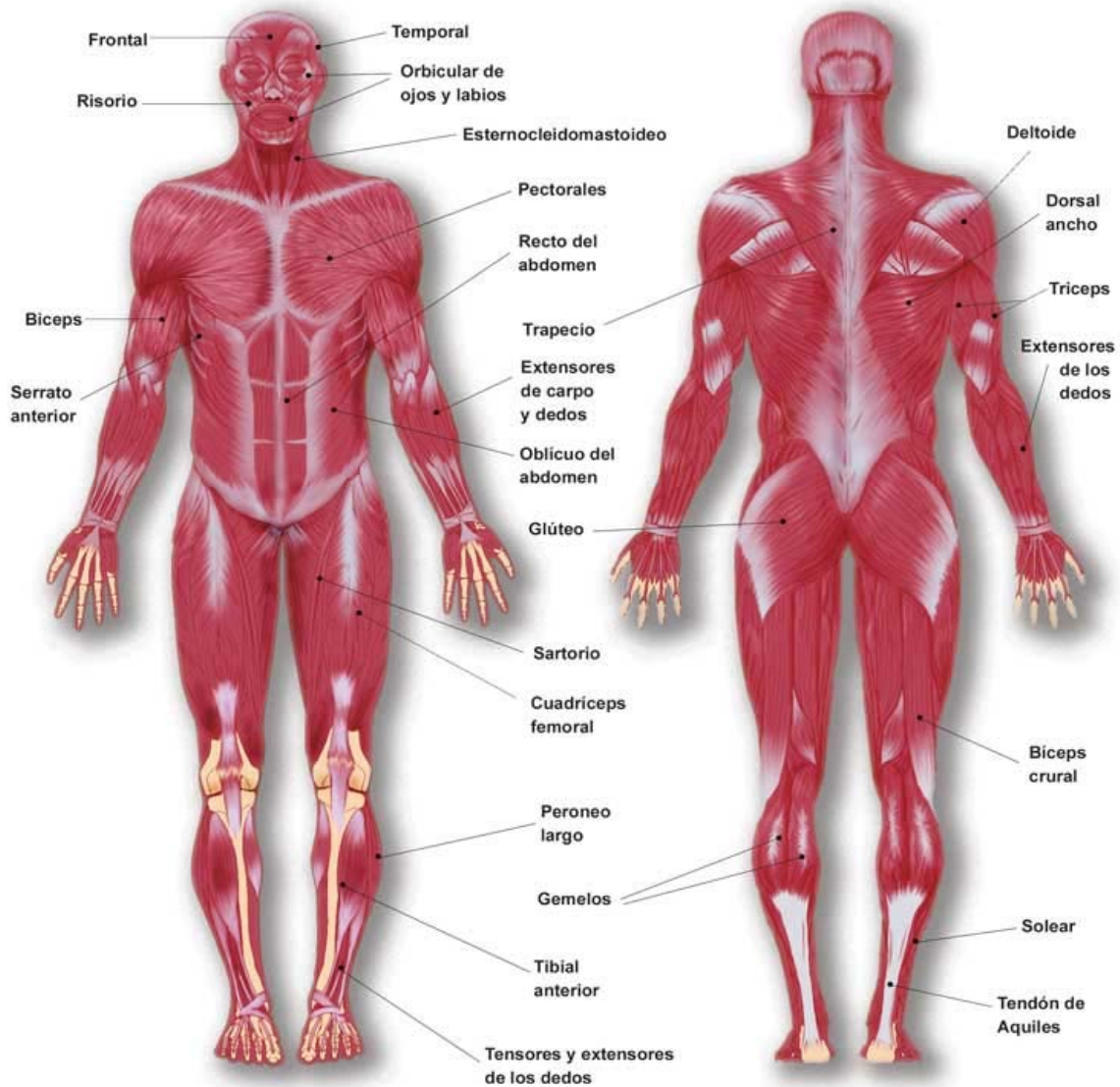


Figura 2.3: Diagrama del Sistema Muscular [15]

2.4 Movimientos de la mano

2.4.1 Introducción

La mano es un órgano complejo de objetivos múltiples que tiene como principal función la prensión y la manipulación de objetos. Una extensa representación de la misma, en el encéfalo, demuestra su complejidad, como se evidencia en el Homúnculo de Penfield. Se compone de 44 unidades músculo-tendón, 27 huesos y 18 articulaciones resultando en torno de 27 grados de libertad. La función de esta estructura está regida por el trabajo sincronizado de varios músculos, que se aplican sobre el puño o los dedos. La mayoría de ellos se origina, principalmente, en el antebrazo, pasa por sobre el puño y los huesos cárpicos para insertarse en los dedos, lo que los convierte en músculos pluriarticulares. Esta particularidad explica la importancia de los músculos sinérgicos, que entran en acción para estabilizar una o más articulaciones, donde el movimiento es indeseable, pues los músculos pluriarticulares, cuando se contraen aisladamente, tienden a producir movimientos en todas las articulaciones por donde pasan. Los músculos del puño, como parte integral de la función de la mano, terminan por mantener los músculos de los dedos en un tamaño favorable para la producción de la tensión [16].

2.4.2 Músculos participantes

Los músculos flexores del antebrazo son: el pronador redondo, el flexor común superficial, el flexor común profundo y el flexor largo del pulgar. Los extensores son los de los dedos: el extensor común de los dedos, el extensor del quinto dedo, el extensor largo del pulgar, el extensor del índice, etc.

En cuanto a los músculos de la muñeca, pueden agruparse en:

- músculos laterales; el del pulgar, el flexor corto, el oponente y el aductor. Estos músculos producen una prominencia en la mano llamada eminencia tenar
- músculos internos, los cuales son el del dedo meñique, el flexor corto y el oponente
- músculos de la región palmar media, que están situados en dos planos y son: los músculos superficiales o lumbricales, y los músculos profundos o interoseos palmares y dorsales [17].

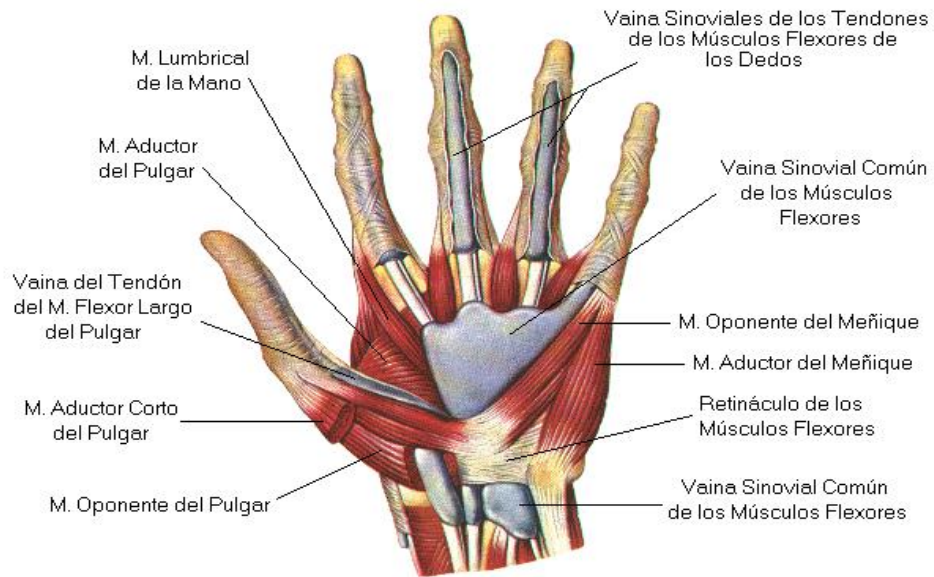


Figura 2.4: Diagrama de los Músculos de la mano [18]

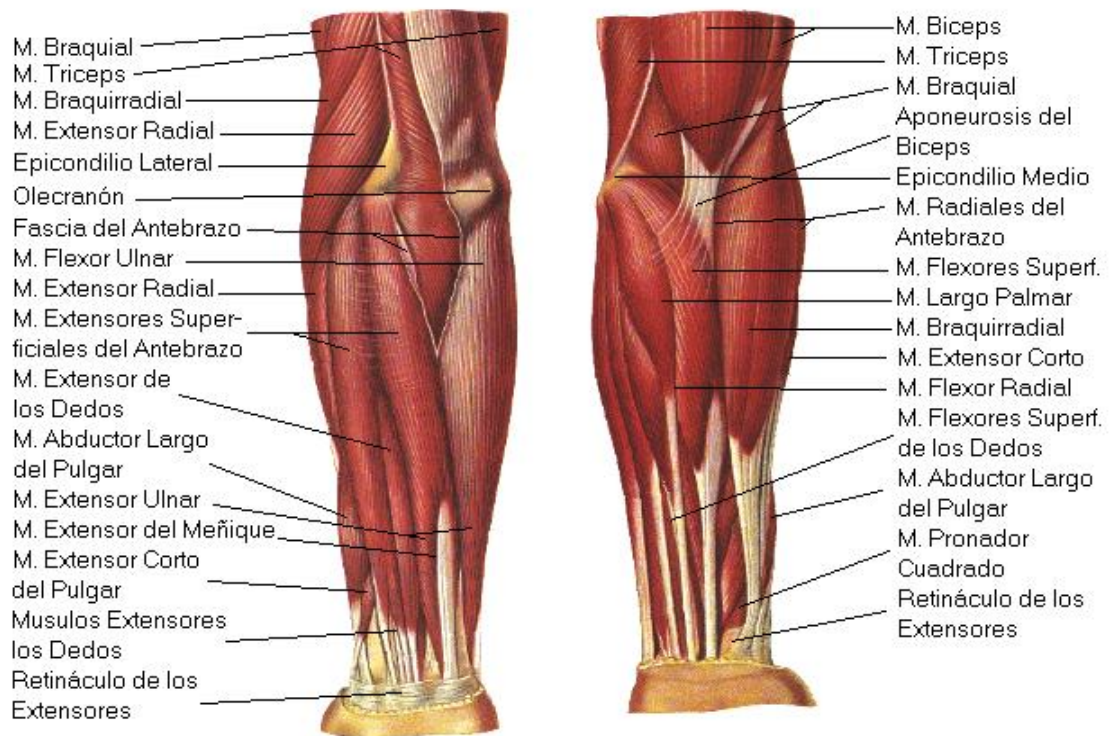


Figura 2.5: Diagrama de los Músculos del brazo [19]

2.4.3 Nervios participantes

Además de los tres niveles jerárquicos-medula espinal, tronco cerebral y córtex- otras dos estructuras encefálicas regulan también la función motora: el cerebelo y los ganglios basales. El cerebelo mejora la agudeza del movimiento mediante la comparación de las órdenes motoras descendentes con la información sobre la acción motora resultante. El cerebelo realiza estas correcciones actuando sobre el tronco cerebral y sobre las áreas motoras corticales que proyectan directamente a la medula espinal, supervisando su actividad y las señales sensoriales de retroalimentación que reciben desde la periferia.

La vía corticoespinal (y su equivalente corticobulbar que controla los músculos de la cabeza) es la ruta mas poderosa y directa por la que el córtex cerebral puede controlar las motoneuronas que inervan todos nuestros músculos. La proyección directa desde el córtex motor primario hasta las moto neuronas dístales es la única ruta por la que el encéfalo puede controlar individualmente los músculos de nuestras manos y dedos. Por lo tanto, la lesión de estas fibras provoca la perdida permanente de todos los movimientos habilidosos que utilizamos en la manipulación de objetos pequeños y en la exploración táctil [20].

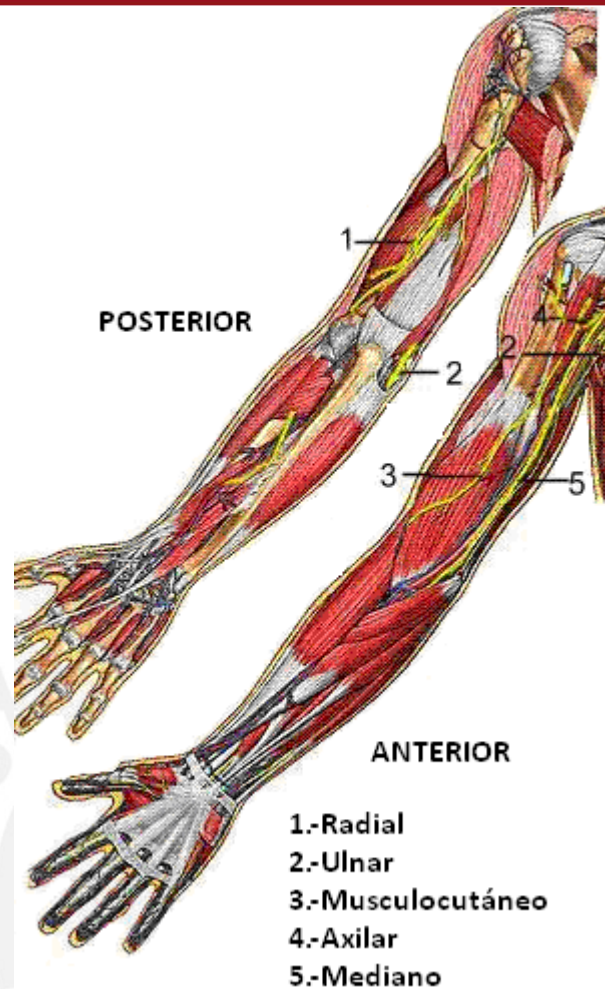


Figura 2.6: Diagrama de los nervios del brazo [21]

2.4.4 Movimientos de la mano

La mano, como órgano principal de prensión, tiene la posibilidad de efectuar movimientos globales, extensos y fuertes que se realizan en los tres planos del espacio. Las acciones que realiza son las de flexión, extensión y abducción radial y cubital así como las de rotación [22].

La flexión consiste en acercar la palma a la cara anterior del antebrazo. La extensión es el movimiento contrario. La abducción radial es la inclinación hacia el lado radial y la abducción cubital es la inclinación hacia el lado cubital. La pronosupinación viene a ser el movimiento de rotación que realiza la mano. La pronación es el movimiento del antebrazo que hace girar la mano de fuera a dentro presentando el dorso de ella. La supinación viene a ser el movimiento contrario [22].

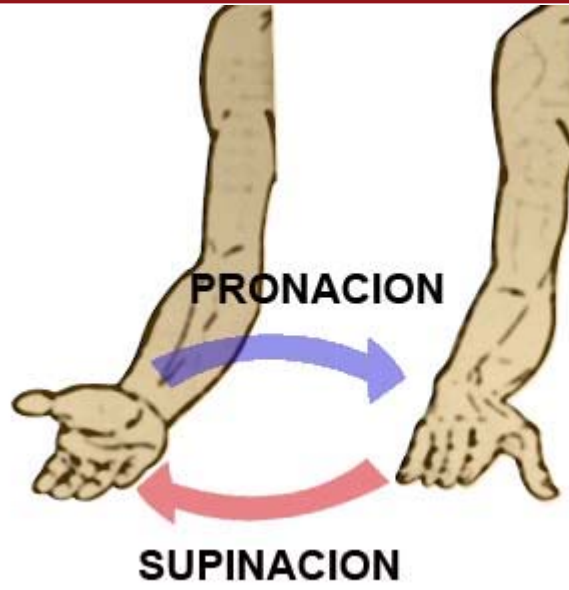


Figura 2.7: Diagrama de pronación y supinación [23]

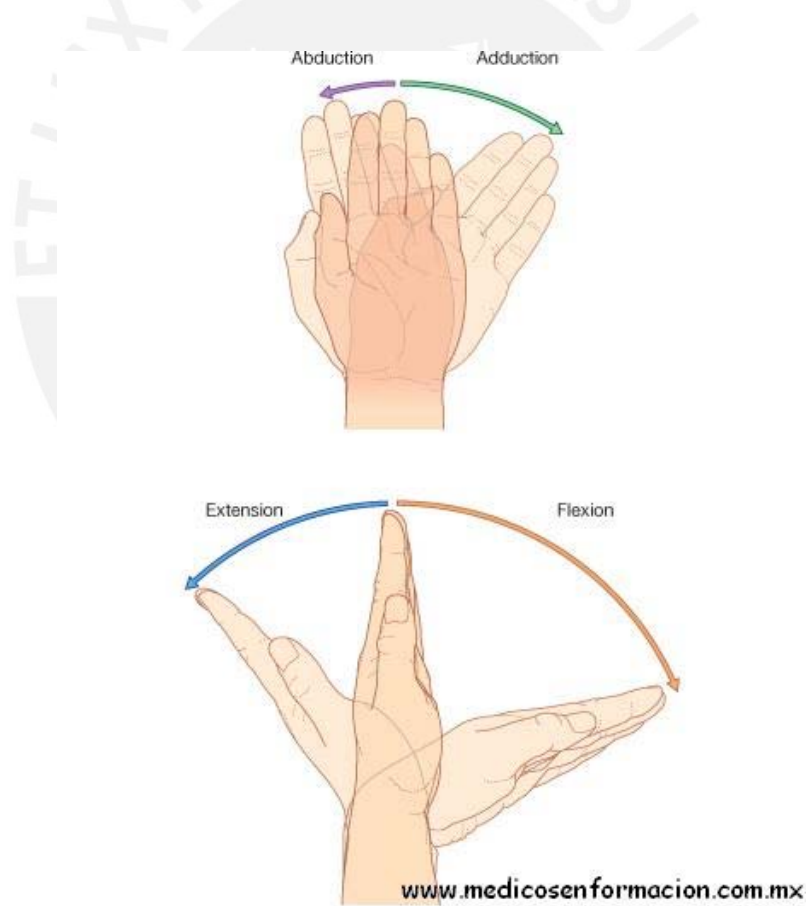


Figura 2.8: Diagrama de abducción-aducción cubital (aducción- abducción radial) y extensión-flexión palmar [24]

2.4.5 Movimientos de los dedos

La motricidad digital y la independencia de cada dedo se ven reflejados en los siguientes movimientos:

- Movimiento de oposición/acercamiento del pulgar a los dedos
- Movimiento de separación/acercamiento (abducción y aducción) de los dedos
- Movimiento de flexión/extensión de los dedos [25]

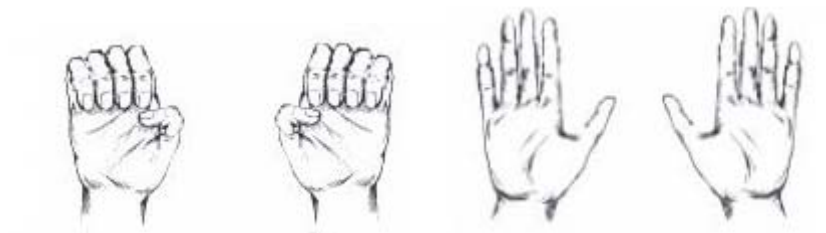


Figura 2.8: Flexión y extensión de los dedos [26]

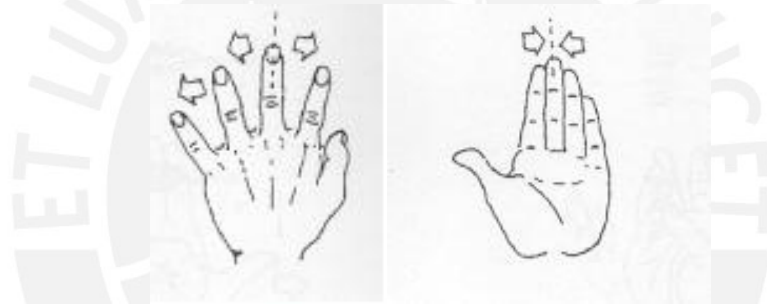


Figura 2.9: Abducción [27] y aducción [28] de los dedos



Figura 2.10: Acercamiento [16] y oposición del pulgar [29]

La combinación de los movimientos de la mano conjuntamente con la de los dedos es la que nos permite obtener toda la variedad de maniobras de destreza de la mano.

2.5 Discapacidad de destreza

La discapacidad es la restricción o ausencia (debido a una deficiencia) de la capacidad de realizar una actividad en la forma o dentro del margen que se considera normal para el ser humano [1]. En el caso de la discapacidad de destreza, esta es la incapacidad de utilizar con precisión las manos para diferentes actividades como lo son el sujetar, apretar, manipular con los dedos o prensar.

2.5.1 Causas de la discapacidad de destreza

causas que provocan la discapacidad de destreza son diversas. Las más comunes son las lesiones medulares, las cuales no solo afectan a las manos en estos casos, sino también a todo el brazo o ambos brazos, dependiendo del grado de la lesión. También son causantes de ésta los factores congénitos, como las malformaciones y las cargas genéticas. Los traumas en los brazos, con la consiguiente lesión en músculos, nervios y huesos, también producen esta deficiencia. Otro factor son las enfermedades degenerativas de las articulaciones como la artrosis. Las infecciones a causa de virus y bacterias pueden degenerar también en esta condición. Algunas enfermedades neurológicas como el Parkinson y otras musculares causantes de atrofas son agentes que la discapacidad mencionada. Otro elemento que se debe tomar en cuenta es el envejecimiento. Si bien este no es una patología, es un proceso natural que, en muchos casos, produce gran discapacidad [30].

2.5.2 Diagnóstico de la discapacidad de destreza

El primer síntoma de esta discapacidad es la disminución en la habilidad para utilizar las manos. El médico que atiende al paciente solicitará distintos exámenes dependiendo del tipo de mal del que aqueje. Algunos equipos que se utilizan para el diagnóstico son los de rayos X, los tomógrafos o los electromiógrafos. También se utiliza los potenciales evocados, método que consiste en la medición del cambio de actividad eléctrica debido a un estímulo externo, ya sea visual, auditivo, motor, eléctrico, etcétera [31].

2.6 Estimulación eléctrica

2.6.1 Introducción

En general, pueden establecerse dos grandes tipos de estimulación eléctrica: la estimulación eléctrica funcional (FES) y la estimulación eléctrica terapéutica (TES). En la primera se aplica un estímulo eléctrico a músculos o nervios intactos para originar una contracción muscular que posteriormente será incorporada a una actividad diaria como movimiento de manos, brazos, piernas, el control de órganos, etc. La segunda, a diferencia de la primera, consiste en la aplicación del estímulo eléctrico mientras el individuo se encuentra descansando y su principal objetivo es el entrenamiento o la mejora de la funcionalidad de un músculo posiblemente atrofiado. Esta técnica produce un aumento del flujo de sangre sobre los músculos y suele aplicarse con terapias de ejercicio físico [4].

Dependiendo del lugar de la aplicación del estímulo, se está tratando de una estimulación neural (aplicada directamente sobre el nervio) o de una estimulación muscular (aplicada directamente sobre el músculo). En ambos casos, los estimuladores diferirán en los parámetros de estimulación necesarios, estos son: amplitud de pulso, duración de pulso y frecuencia de pulso [2].

La estimulación eléctrica funcional (FES) puede clasificarse también de acuerdo a las prestaciones que nos facilite el estimulador. Entre sus variadas aplicaciones podemos nombrar: el desarrollo del marcapasos, sistemas de respiración asistida, desarrollo de implantes cocleares, sistemas de rehabilitación de pacientes con apoplejía, multiesclerosis y lesiones medulares (sistemas para el control de la movilidad de brazos y piernas, control de vejiga e intestino). (Uranga del Monte, María Aranzazu) [4].

Como vemos, la estimulación eléctrica funcional se puede utilizar y se utiliza en la rehabilitación de miembros con disfunción motriz, pudiendo tratarse ésta de una minusvalía, deficiencia o discapacidad.

2.6.2 Evolución de la estimulación eléctrica

Se tiene conocimientos del uso de la estimulación eléctrica desde la época de los egipcios y los romanos. Luego, entre los siglos XVII y XVIII, grandes científicos como Galvani, Aldini y Volta realizaron investigaciones sobre los efectos de la estimulación eléctrica en seres vivos. Más tarde, en el siglo XIX, se descubrieron las formas de onda

óptimas para la estimulación eléctrica así como los medios para generarla, entre estos hay que resaltar la contribución de la inducción magnética por parte de Faraday. A partir de entonces se han desarrollado diferentes métodos para la generación de ondas para estimulación eléctrica y se han descubierto diferentes usos y beneficios de esta [2].

Actualmente, existen muchas investigaciones en dispositivos para estimulación eléctrica, los cuales presentan diversas aplicaciones. A continuación se presentan algunos de estos trabajos de investigación divididos en función de su aplicación:

- **Aplicaciones de estimulación eléctrica en tratamientos terapéuticos**

Este trabajo realizado por J.P. Allgood presenta la aplicación de la estimulación neuroeléctrica transcutánea (TENS). Los TENS de alta, baja y ultra baja frecuencia son alternativas como moduladores del dolor, así como parte de otros modos de terapia. Son efectivos, no invasivos, no adictivos, seguros y virtualmente carecen de efectos laterales.

Los TENS ULF (ultra baja frecuencia por sus siglas en inglés) son usados también para determinar y registrar neuromuscularidad orientada a posiciones de descanso y oclusales para diagnósticos de cirugía ortodóntica, prostodóntica y ortognática, así como en coronoplastía (equilibrio). También pueden ser usados en el diagnóstico y tratamiento de disfunciones de la TMJ (articulación temporomandibular) y síndrome MPD (desorden de personalidad múltiple) eliminando espasmos, relajando los músculos y normalizando el metabolismo muscular.

Los TENS HF (alta frecuencia) también pueden ser valiosos para la electroanalgesia [3].

- Otra investigación importante la hace Fred Quarnstrom, en **Electronic Dental Anesthesia**, donde explica en que casos no se puede utilizar TENS (uso de marcapasos cardiacos, embarazo, en los ojos, en áreas transabdominales y transtorácicas, problemas cerebro vasculares, epilepsia, dolor de origen desconocido, extracciones, endodoncias, en pacientes con dificultad de comunicación y con accidentes eléctricos previos), cuando se indica su uso (en niños, en disfunciones por dolor miofacial, en tratamiento periodontal, en odontología operativa, en puentes y coronas, prósticos, ajustes oclusales, inyecciones locales, personas que no pueden o no quieren anestesia local, etc.). También trata temas más técnicos como: flujo de carga, circuito emulador de cuerpo, formas de onda, frecuencia, polaridad. Otro punto es el del equipamiento de un equipo TENS. Se explican las fuentes de poder, los controles, los electrodos y también se comenta la efectividad clínica [4].

- **Estimulación eléctrica en el cerebro (colículo inferior):** Este trabajo realizado por A. C. Troncoso explica el uso de la estimulación eléctrica en el cerebro, en el colículo inferior. El objetivo del estudio fue determinar si el aprendizaje asociativo se producía entre la aversión inducida por la estimulación eléctrica del colículo inferior y los estímulos visuales y auditivos usados como advertencia. Ratas implantadas con electrodos en el núcleo central del colículo inferior se colocaron dentro de un campo abierto y se determinaron los umbrales para la respuesta de escape a la estimulación eléctrica del colículo inferior. Las ratas, a continuación, se colocaron dentro de un cuarto de decisión y se sometieron a un paradigma evasivo bidireccional. Las ratas aprendieron a evitar la estimulación del colículo inferior cuando la luz se utilizó como estímulo de advertencia. Ningún cambio significativo en latencias o frecuencias de respuestas fue visto cuando se utilizó un tono como estímulo de advertencia. Tomados en conjunto, los presentes resultados indican que las ratas aprenden cómo evitar la estimulación del colículo inferior cuando se utiliza luz como estímulo de advertencia. Sin embargo, este proceso de aprendizaje no ocurre cuando el estímulo neutral utilizado es acústico. La estimulación eléctrica del colículo inferior puede perturbar la transmisión de señales de estímulo a estar condicionadas desde el colículo inferior a estructuras más altas del cerebro, como la amígdala [5].

- **Diseño de neuroestimuladores:**

Este trabajo realizado por Jader A. Lima, presenta un neuroestimulador de corriente constante de bajo costo basado en componentes estándar de alto voltaje. Comprende de un regulador de tensión que alimenta a un oscilador integrado a través del primario de un transformador, cuyo secundario suministra, después de rectificado, el alto voltaje a un espejo de corrientes conmutado en la etapa de conducción. Como la tensión es proporcional a la corriente de estímulo, el consumo de mantenimiento es básicamente limitado a la conversión AC/DC que proporciona el regulador de voltaje. Al ajustar la tensión regulada se controla la intensidad de corriente, mientras que un circuito monoestable acoplado ópticamente establece el ancho de pulso.

El prototipo de este trabajo posee componentes disponibles que genera corrientes de amplitud y ancho de pulso con intervalos $0 \leq I_{piel} \leq 20\text{mA}$ y $50 \mu\text{s} \leq T_{pulso} \leq 1\text{ms}$, respectivamente, para las tasas de estimulación de 1 Hz a 10 Hz. En el máximo consumo de 5,6 W, el regulador de voltaje entrega 2.36 W. El consumo de mantenimiento es 3.1 W. La mayor onda es de 2,5 % para $4 \text{ mA} \leq I_{piel} \leq 20 \text{ mA}$. El aislamiento de la línea de poder es 4 kV.

Aunque el circuito fue concebido originalmente para la estimulación muscular a través de electrodos superficiales y limitado para una resistencia electrodo/piel máxima de

10k Ω , la topología propuesta puede aplicarse a otros tipos de estimuladores. El uso de un transformador con una proporción mayor de devanados y componentes con especificaciones de alto voltaje podría acomodar valores más grandes de corrientes de estímulo y de resistencia de piel. Su pequeño número de componentes y bajo consumo hacen del estimulador un objeto valioso para aplicaciones portátiles [6].

○ **Modelamiento eléctrico del Axón para FES:**

En este trabajo realizado por Frank Rattay se examinan cuatro modelos que pueden utilizarse para predecir el comportamiento de axones cálidos y con flujo sanguíneo, cuando son excitados por campos eléctricos. Hasta ahora, la mayoría de los resultados se obtuvieron con el modelo de Frankenhaeuser-Huxley, pero casi todos ellos estaban mal en su escala de tiempo y el fenómeno de bloqueo catódico no era observable debido a que no se había considerado la dependencia de temperatura del mecanismo de apertura. Sin embargo, en forma correcta este modelo reacciona con similar excitabilidad como otros modelos de nervios mielinados que consideran que la corriente de potasio es insignificante en axones de mamíferos. Se presentan relaciones duración-fuerza para excitaciones catódicas y anódicas, así como bloqueo catódico. Paradójicamente, el modelo "caliente" de Hodgkin y Huxley es el único que refleja el fenómeno conocido como estimulación del nervio acústico (mielinado) por implantes cocleares [7].

○ **Neuroestimulador muscular en incremento de presión de esfínter anal:**

El autor L.W. Riedy nos explica su estudio referente a estimulación eléctrica aplicada al esfínter. El objetivo de este estudio era determinar si cortos periodos de estimulación eléctrica con electrodos perianales podrían incrementar presiones anales.

Las respuestas anorrectales a la estimulación eléctrica se evaluaron en cinco pacientes sanos con lesión de la médula espinal. Las presiones anorrectales se registraron con un pequeño globo de grabación de presión antes, durante e inmediatamente después de la estimulación. Se utilizó un estimulador alimentado por batería con electrodos superficiales auto adherentes, de dos pulgadas de diámetro. Los parámetros de estimulación constaban de pulsos de 300 μ s de duración y con una frecuencia de estimulación de 35 Hz. Un estudio de respuesta a la corriente fue realizado utilizando cortos periodos de estimulación eléctrica con corrientes de 0 a 100 mA hasta que se registró una presión máxima. Cada configuración de corriente se realizó para $13,2 \pm 9.7$ s antes de aumentar a la siguiente corriente superior, y la fatiga se redujo incluyendo un descanso de 5 minutos entre estímulos.

Cuatro de los cinco sujetos tenían fuertes contracciones anales con estimulación perianal. Incrementos de presión en el rango de 38 a 125 cm. H₂O correspondían a rangos de corriente de 60 a 100 mA. Incluso durante los periodos cortos de estimulación usados aquí, la fatiga era evidente. Había una caída promedio de un 11 % de presión anal a partir de los 13 segundos de estimulación. Las presiones rectales cambiaron con estimulación perianal.

La estimulación perianal con electrodos superficiales es una aproximación que debe ser considerada en el futuro para el manejo de incontinencia fecal en individuos con lesión en la espina dorsal [8].

o **Estimulador de esfínter usado en tratamiento de atresia anal:**

Este trabajo realizado por Sadik Kara, nos comenta que el caso de recto cerrado es una anomalía que se encuentra muy a menudo en recién nacidos. Antes de hacerse una abertura rectal, el músculo del esfínter anorrectal debe ser estimulado para prevenir cualquier daño al músculo en sí. En este estudio, se diseñó un estimulador que proporciona una salida de corriente bastante constante en función de la impedancia fisiológica del área rectal. La amplitud de la corriente se puede establecer entre 20 y 250 mA. Los pulsos de estimulación se ajustan para una duración de 230 μ s y pueden obtenerse en un período de repetición entre 1.75 y 20 ms. Quince pacientes en el Departamento de Cirugía Pediátrica del Hospital de la Universidad de Erciyes fueron sometidos a las pruebas de estimulación. En promedio, unos 140 mA fueron suficientes para estimular el músculo cuando se aplicaron sondas sobre la piel. Por el contrario, con la colocación de sondas debajo de la piel, la estimulación se obtenía a una amplitud de pulso de 40 mA.

La salida del circuito del estimulador anorrectal se limita a un máximo de 54 V debido a que niveles de voltaje superiores no son necesarios para fines de estimulación. Los parámetros de los componentes del circuito se pueden ajustar para satisfacer cualquier característica deseada tal como el nivel de corriente, duración del pulso y frecuencia de repetición de pulso. Su tamaño compacto, peso ligero y bajo costo son las ventajas principales de este sistema diseñado. El circuito requiere de muy pocos componentes y puede implementarse en un plazo considerablemente corto. Los componentes son baratos y fácilmente disponibles. Sobre todo, se evitan componentes sofisticados. Además, no estas obligado a buscar una toma eléctrica en las paredes, ya que funciona con un suministro de batería y también debido a su portabilidad, se puede utilizar fácilmente en varios sitios. Únicamente dependiendo de la energía suministrada por la batería el estimulador no se ve afectado por las fluctuaciones de la tensión de alimentación. El estimulador está en uso continuo en el Departamento de Cirugía

Pediátrica y es eficiente y fiable para servir de estimulación al músculo del esfínter anorrectal [9].

○ **Uso de estimuladores eléctricos en rehabilitación de deficiencias motrices en locomoción**

La estimulación eléctrica funcional también se usa para la recuperación de funciones perdidas en extremidades inferiores, como en el caso de los parapléjicos. Esta les ayuda a ponerse de pie, caminar e inclusive subir escaleras [10].

2.6.3 Seguridad en el uso de estimuladores eléctricos

La asociación de avance en instrumentación médica (AAMI por sus siglas en inglés) desarrollo la norma ANSI/AAMI ESI-1993, la cual concierne los límites de corriente entre el paciente y el dispositivo eléctrico a usar.

Todo este punto referente a la seguridad en el uso de estimuladores eléctricos en cuanto a los límites de corriente entre el paciente y el estimulador se basó en el punto “Electrical Safety” tocado por John Webster en su libro *Medical instrumentation: application and design* [33].

Los límites de la norma son los que se presentan a continuación:

Para que ocurra un efecto fisiológico el cuerpo debe comportarse como un circuito eléctrico. Cuando esto sucede, pueden ocurrir 3 fenómenos: 1) estimulación eléctrica de tejidos excitables (nervio o músculo), 2) calentamiento por efecto resistivo de tejidos y 3) quemadura electroquímica y daño de tejidos por corriente continua y voltajes muy altos. Aquí mostraremos los resultados fisiológicos y psicofísicos cuando tenemos a una persona de 70 kilos agarrando dos alambres de cobre No 8, uno en cada mano. Estos cables están conectados a una fuente de corriente de 60 Hz que se aplican al individuo en un lapso de tiempo de 1 a 3 segundos.

- Umbral de percepción

El mínimo registrado fue a 0.5 mA a 60 Hz. Para corriente continua el rango mínimo variaba entre 2 y 10 mA. La sensación era la de un ligero calentamiento en el punto de contacto en la piel.

- Corriente de paso

Esta es definida como la máxima corriente a la cual el sujeto puede soportar esta voluntariamente. El umbral mínimo esta corriente es de 6 mA.

- Parálisis respiratoria, dolor y fatiga

A medida que la corriente incrementa se produce contracciones involuntarias de los músculos respiratorios pudiendo provocarse asfixia si el paso de corriente no se detiene. En los experimentos de corriente de paso los arrestos respiratorios se producían entre 18 y 22 mA. La contracción involuntaria de los músculos y la estimulación de los nervios pueden ser dolorosos y causar fatiga si la exposición es larga.

- Fibrilación ventricular

El umbral para fibrilación ventricular se da entre 75 y 400 mA. En esta situación, el corazón puede alcanzar los 300 latidos por minuto (el rango normal se encuentra entre 60 y 90 latidos por minuto).

- Contracción miocardial sostenida

Cuando la corriente es lo suficientemente alta, el músculo entero del corazón se contrae. Esto es, el corazón deja de latir mientras la corriente es aplicada, pero se recupera el ritmo normal cuando se detiene la aplicación de corriente. Esto ocurre cuando la corriente eléctrica varía entre 1 y 6 A. No se han reportado daños del corazón irreversibles en estos casos.

- Quemaduras y daños físicos

Poco se sabe sobre los efectos de la corriente a partir de 10 A, particularmente para corrientes de corta duración. El calentamiento por efecto resistivo produce quemaduras en la piel, en los puntos de entrada (entre el cable y la piel de la mano). Voltajes mayores a 240 V pueden provocar punciones en la piel. El cerebro y otros tejidos nerviosos pierden toda su excitabilidad funcional debido al paso de altas corrientes. Una excesiva corriente puede estimular tanto las contracciones musculares que puede despegar las juntas de los huesos con los músculos.

Para los requerimientos del equipo armado y su relación con el entorno y el paciente se siguieron las normas:

- IEC 60601-1 Medical Electrical Equipment - Part 1: General Requirements for Safety 1: Collateral Standard: Safety Requirements for Medical Electrical Systems
- IEC 60601-1-2 Medical Electrical Equipment - Part 1: General Requirements for Safety 2. Collateral Standard: Electromagnetic Compatibility - Requirements and Tests
- IEC 60601-2-10 Medical Electrical Equipment Part 2: Particular Requirements for the Safety of Nerve and Muscle Stimulators

2.7 FES (Estimulación Eléctrica Funcional)

2.7.1 Definición

La estimulación eléctrica funcional (comúnmente abreviada como FES del inglés *Functional Electrical Stimulation*) consiste en aplicar un estímulo eléctrico a músculos o nervios intactos para originar una contracción muscular que posteriormente es incorporada a una actividad diaria como movimiento de manos, brazos, piernas, el control de órganos, etc. [4].

2.7.2 Aplicaciones

De entre sus variadas aplicaciones podemos nombrar: el desarrollo del marcapasos, sistemas de respiración asistida, desarrollo de implantes cocleares, sistemas de rehabilitación de pacientes con apoplejía, multiesclerosis y lesiones medulares (sistemas para el control de la movilidad de brazos y piernas, control de vejiga e intestino) [4].

2.7.3 Elementos de un FES

- Interfaz de usuario
Dispositivo que permite al usuario manipular la unidad de control y monitorear los valores programados así como todas las magnitudes utilizadas.
- Generador de señales
Dispositivo generador de ondas cuadradas con frecuencias variables preestablecidas y cuyas duraciones de pulso son variables en rangos preestablecidos.
- Electrodo
El electrodo es la interfase entre el sistema electrónico y el sistema físico (músculo o nervio) que nos permite registrar y aplicar un estímulo eléctrico para que de esta forma se genere un potencial de acción [34].

2.7.4 Protocolo clínico para aplicar FES

El primer paso para el uso de FES es la calibración del equipo. Luego se debe preparar la zona del paciente a tratar (limpiar y depilar si es necesario). Se colocan los electrodos sobre el paciente y si se necesita se coloca gel conductor sobre los electrodos.

No se puede usar FES en los siguientes casos: uso de marcapasos cardiacos, embarazo, en los ojos, en áreas transabdominales y transtorácicas, problemas cerebro vasculares, epilepsia, en pacientes con dificultad de comunicación y con accidentes eléctricos previos [35].

2.8 Técnicas de Diseño de FES

2.8.1 FES con Tarjetas de Adquisición de datos

El diseño de un FES con una Tarjeta de adquisición de datos da la posibilidad de realizar una sesión de estimulación eléctrica en tiempo real, un ejemplo de este diseño es presentada en el trabajo de Perumal [43],[44], donde la tarjeta de adquisición de datos PCI6602 de *National Instruments* genera patrones de estimulación para FES en miembros inferiores con el uso simultaneo de LabVIEW por su característica *multithreading*, también usa la PCI-6024E para adquirir y controlar simultáneamente los datos de sensores en las articulaciones de los miembros inferiores, con estos datos puede modificar las pautas de estimulación en tiempo real para reflejar alteraciones fisiológicas en las respuestas musculares. En este trabajo el principal beneficio es su enorme flexibilidad para el ensayo en los pacientes una variedad de ajustes experimentales. Esto fue posible debido a la capacidad de LabVIEW *multithreading*, que permitió utilizar el software para generar el momento necesario con mucha precisión las pautas de estimulación, ejecute DAQ, y realizar una retroalimentación en tiempo real de forma paralela.



Figura 2.10: FES con Tarjeta de Adquisición de datos [44]

2.8.2 FES con módulos de estimulación para investigación

El Modulo estimulador que será tratado en este item es el STM100C de la empresa BIOPAC, que debe funcionar con un adaptador de aislamiento STMISOB (proporciona aislamiento al paciente) y un Sistema de adquisición de datos MP100 de la misma empresa BIOPAC, además de contar con electrodos ELSTM2, electrodos invasivos o electrodos superficiales de la empresa BIOPAC.

La salida del modulo de estimulación STM100C se conecta al adaptador de aislamiento STMISOB y el modulo STM100C debe estar conectado al sistema de adquisición de datos MP100, que controla el modulo estimulador con una interfaz de software Aqknowledge v3.8 instalada en una computadora, la comunicación del sistema MP100 con la computadora se realiza con un adaptador de señal serial a usb, el USB1W de la empresa BIOPAC.

La interfaz de Aqknowledge muestra una ventana amigable, donde se debe configurar la señal de estimulación y en el mismo STM100C se puede amplificar la señal de salida con un mando selector de amplitud sin escala. Y un monitoreo de la respuesta a la estimulación eléctrica puede ser hecha con otro modulo de la empresa BIOPAC, el modulo amplificador de Electromiografía EMG, esta aplicación en investigación se puede apreciar en el trabajo de Matthew C. Hoch [45], donde se muestra el efecto de la fatiga funcional en individuos con inestabilidad del tobillo.



Figura 2.11: Estimulación eléctrica usando un modulo de estimulación-posición de electrodos [45]

2.9 Síntesis problemática

La discapacidad de destreza es un estado que se puede revertir si se detecta a tiempo y es tratado correctamente. A pesar de esto, los métodos de tratamiento y rehabilitación son poco eficientes debido a que los sistemas con los que se cuenta son en su mayoría los convencionales (manuales) cuyos resultados no son óptimos, es decir, no llegan a observarse de manera eficaz y oportuna.

Debemos considerar los criterios que usarán los médicos para analizar las deficiencias de destreza. Estos criterios deben ser objetivos para determinar el tipo de tratamiento más adecuado para el paciente, así como la posibilidad de una intervención quirúrgica. A esto se suma el tipo de rehabilitación que determinará el médico, pues para esto se requerirá de recursos humanos capacitados y herramientas de apoyo.

En la actualidad se cuenta con tecnologías que nos brindan sistemas de rehabilitación automática (como la estimulación eléctrica funcional), pero estas técnicas son poco utilizadas y difundidas en el país y en el mundo entero solo son aplicadas a la rehabilitación de los miembros inferiores y existe poca investigación en miembros superiores, debido a la complejidad del movimiento [36].

CAPITULO 3: DISEÑO DEL ESTIMULADOR ELECTRICO

FUNCIONAL PARA REHABILITACION FÍSICA EN MANOS

CON DISFUNCIÓN MOTRIZ

3.1 Introducción

El conocer los efectos de la estimulación eléctrica en el cuerpo humano, como reaccionan los músculos y neuronas ante la corriente eléctrica es el primer paso para diseñar un estimulador eléctrico funcional. El estar al corriente de las diversas aplicaciones de la estimulación eléctrica nos llevará a entender el funcionamiento de los diversos dispositivos de estimulación eléctrica, sus características, diferencias y similitudes con el estimulador eléctrico funcional que se desea diseñar. El relacionarse con las normas de seguridad para la aplicación de estimulación eléctrica también es parte importante para completar los conocimientos que se necesitan en este diseño. Toda esta información es la base para determinar los parámetros de las señales que se requieran para diseñar un estimulador eléctrico funcional para rehabilitación física en manos con disfunción motriz.

Por lo tanto, este trabajo de tesis utiliza estos conocimientos previos para diseñar un estimulador eléctrico funcional, el cual debe contar con una interfaz de usuario, un generador de señales y un dispositivo de seguridad que proteja al paciente de excesos de voltaje o de corriente eléctrica.

Además, en este capítulo se presenta información de los electrodos seleccionados para este propósito de estimulación eléctrica y la monitorización de la estimulación eléctrica funcional por medio de un equipo medidor de señales de electromiografía como el sistema BIOPAC para verificar los resultados de la estimulación eléctrica en miembros superiores.

De esta manera se busca validar las investigaciones previamente presentadas y verificar la exactitud de las mismas para poder hacer un diseño final que aproveche las ventajas de los sistemas estudiados para el uso de estimulación eléctrica funcional en rehabilitación de miembros distales superiores con disfunción motriz.

A continuación la figura 3.1 presenta un mapa mental de los pasos a considerar para el diseño de un estimulador eléctrico funcional.

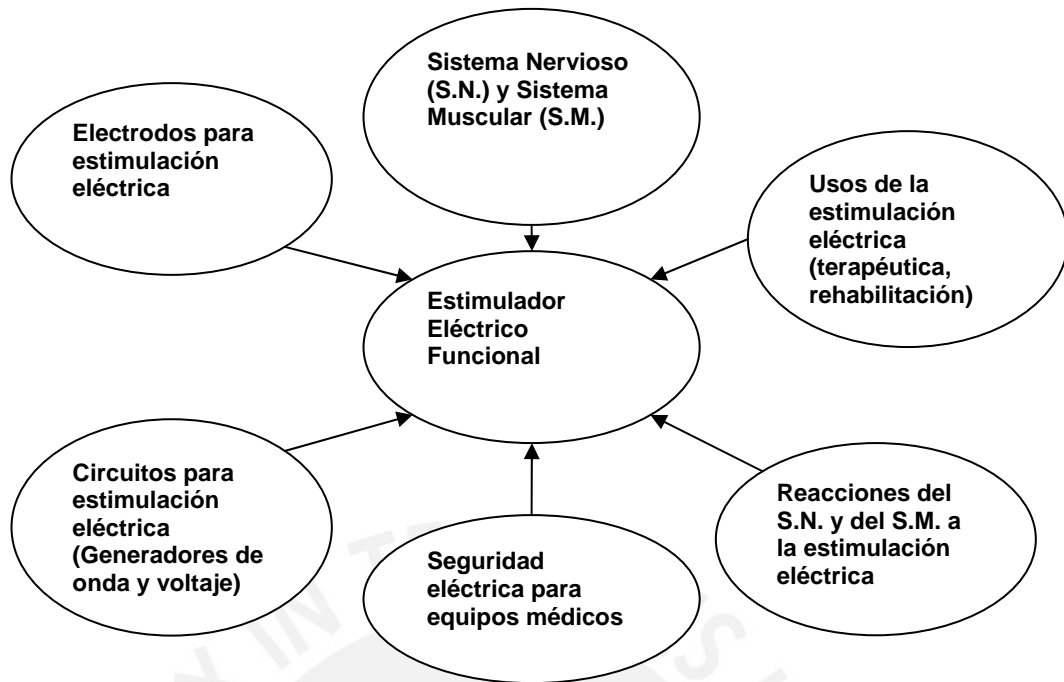


Figura 3.1: Mapa mental para el diseño de un Estimulador Eléctrico Funcional

3.2 Etapas de un Sistema de estimulación Eléctrica Funcional

El primer paso para el diseño de un estimulador eléctrico funcional consiste en identificar las diferentes partes o etapas de los que consta, así como los elementos que conforman cada una de ellas.

Se considera en el diseño de estas etapas las normas de seguridad citadas en el ítem 2.6.3.

Se procederá al ensamblaje de las etapas: interfaz de usuario, unidad central de control, generador de formas de onda, generador de pulsos cuadrados, circuito de adaptación de señal, fuentes de alimentación para cada etapa y los electrodos. La figura 3.2 muestra el diagrama de bloques del diseño del estimulador eléctrico usado para este trabajo de tesis.

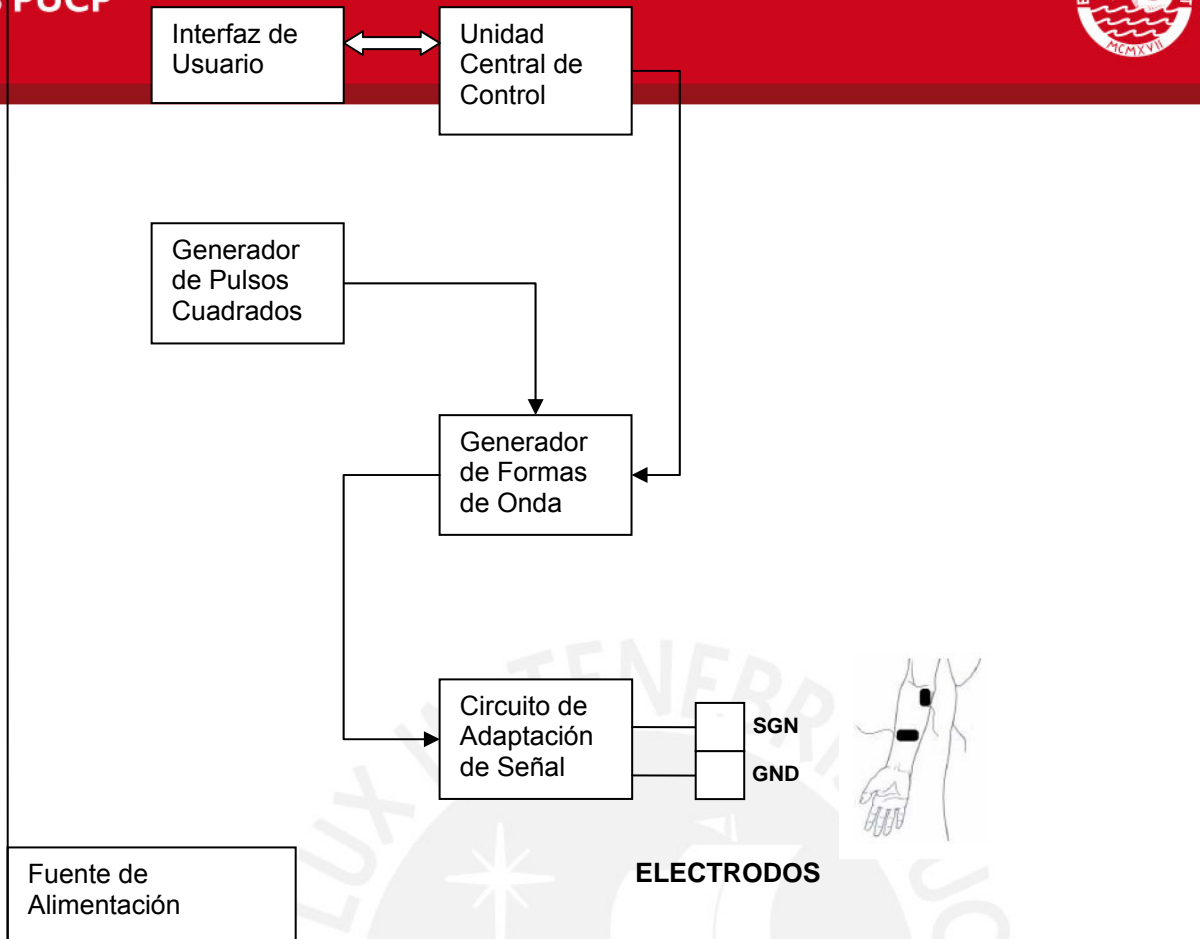


Figura 3.2: Diagrama de bloques de las etapas componentes de estimulador neuromuscular (modificado de Y. Forneiro) [37]

3.3 Planificación de los patrones de estimulación con módulo de estimulación eléctrica comercial

El sistema de adquisición de datos MP100 en conjunto con un Modulo estimulador STM100C y el adaptador de aislamiento STMISOB (proporciona aislamiento al paciente que esta conectado a los módulos STM100C y MP100), todos estos dispositivos son de la empresa BIOPAC del Laboratorio de Bioingeniería en la PUCP (Figura 3.3).

La salida del módulo de estimulación STM100C se conecta al adaptador de aislamiento STMISOB (al primario del transformador contenido en este adaptador) y el modulo STM100C esta conectado al sistema de adquisición de datos MP100, que sirve de interfaz para poder controlar el modulo estimulador por una computadora. El transformador del adaptador STMISOB tiene una relación de número de vueltas entre primario y secundario de 1:10. Una cualidad de este transformador es que es un transformador de pulsos, esto quiere decir, que no actuará como un transformador común. En el caso del transformador común y corriente, si en el primario se tiene un pulso rectangular, en el secundario obtendremos un pulso farádico. La ventaja de usar

este transformador es que esta diseñado para soportar solo cierta intensidad de corriente, lo cuál brindara la protección necesaria al paciente. En la figura 3.3 se muestran los dispositivos del BIOPAC como el modulo estimulador STM100C y el adaptador de aislamiento STMISOB (proporciona aislamiento al paciente que esta conectado a los módulos STM100C y MP100), todos estos dispositivos son de la empresa BIOPAC en Laboratorio de Bioingeniería en la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP).

El sistema BIOPAC sigue las normas de seguridad referidas en el ítem 2.6.3.



Figura 3.3: Sistema de adquisición de datos MP100 y sus dispositivos.

3.4 Diseño de interfaz de usuario, generador de formas de onda y unidad central de control

Se ha creado un Instrumento Virtual (V.I.) usando LabView 8.0 de National Instruments (N.I.) como una herramienta de diseño para este propósito que ha logrado la unión de tres etapas en una sola, esto es, **unir la etapa de interfaz de usuario, generador de formas de ondas y unidad central de control**, donde la Interfaz es muy amigable para cualquier tipo de usuario, ya sea este un profesional de la salud o un individuo común.

Requerimientos del diseño

- Se necesita un sistema que pueda ser controlado en tiempo real.
- Se deben ingresar los tiempos en alta y baja de estimulación.
- La amplitud de las ondas serán configuradas vía Software a través del sistema.
- La salida de la señal del instrumento virtual se dará por el puerto paralelo de la PC.

Opciones

- **VisualBasic con Microcontrolador Atmega**

El instrumento no trabajaría en modo de tiempo real con el Software de VisualBasic y requeriría mayores etapas de diseño de Hardware al necesitarse un microcontrolador que se ocupe de la generación de señales.

- **LabView**

En el caso del Software LabView, este programa permite obtener un instrumento virtual el cual es capaz de manejar los parámetros en tiempo real a la par de economizar recursos en Software y Hardware logrando generar las señales a través de la misma PC.

Se optó por el Software de LabView por permitir el manejo del sistema en tiempo real, el cual es fundamental para mejorar los diseños actuales de los estimuladores eléctricos.

Esta aplicación trabaja con Sistemas Operativos Windows sea XP o Vista. Fue diseñado en un entorno Windows XP, donde el interfaz se muestra en un panel frontal del Instrumento Virtual (ver Figura 3.4).

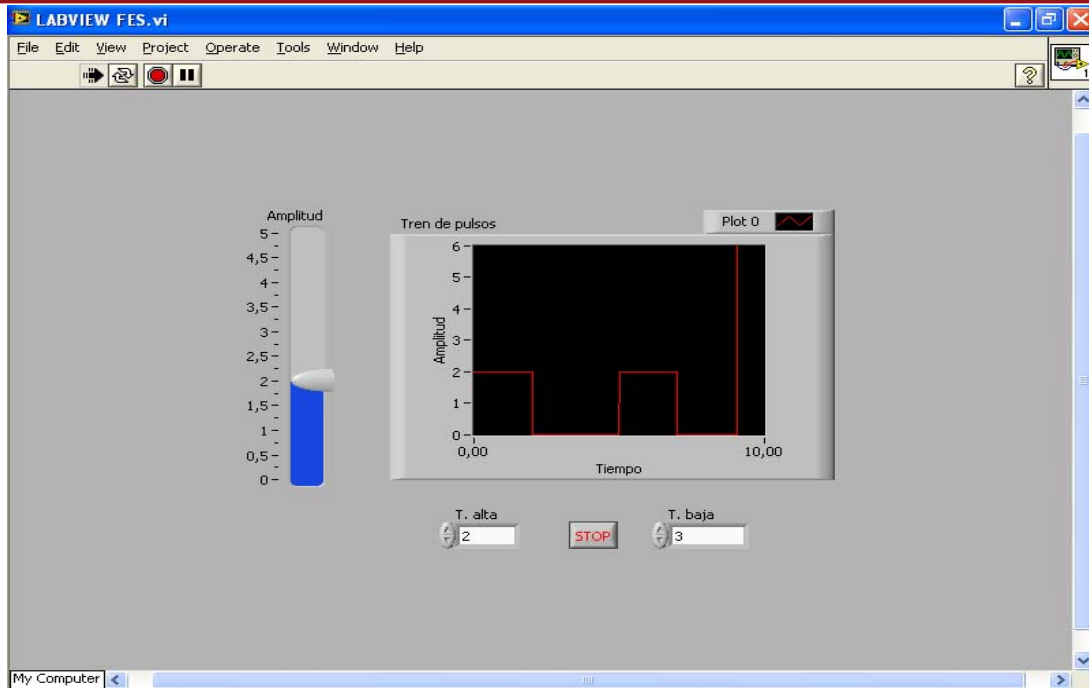


Figura 3.4: Panel frontal del Instrumento Virtual

El generador de formas de Onda proporciona una señal cuadrada monofásica con una amplitud dada por el usuario, la cual es ingresada a través del panel frontal. Para determinar el Tren de Pulsos se deben ingresar los tiempos en alta y en baja de la señal generada. Esta señal será combinada posteriormente con una señal constante obtenida por Hardware la cual será detallada posteriormente.

Parámetros que deben ser ingresados:

Amplitud: Amplitud de la señal generada. Expresada en Voltios y con variación en unidades de Voltios. El rango de salida se encontrará entre los 0 y 10 Voltios. Esto sin contar la etapa de amplificación de diez veces a la salida del transformador.

T_{alta}: Tiempo en el que se está aplicando la señal. En segundos y con variación en unidades de segundos. Rango entre 1 y 10 segundos.

T_{baja}: Tiempo durante el cual no se aplica la señal. En segundos y con variación en unidades de segundos. Rango entre 1 y 10 segundos.

Las gráficas de la interfaz deben mostrar las formas del tren de pulsos.

La Unidad de Control cuenta con un botón de parada que apagará el sistema una vez finalizada la terapia o en caso de querer acabar antes con esta última.

- Aquí se aprecia un bloque lógico OR, el cual permite apagar el sistema al apretarse el botón de parada o cuando “T. alta” es mayor o igual que “T. baja”.

Esta etapa posibilita controlar el presente Estimulador Eléctrico Funcional de manera rápida a la par que se reduce el Hardware del sistema haciéndose este más pequeño, simple y económico.

3.5 Comunicación entre Instrumento Virtual y dispositivo de estimulación eléctrica funcional

Debido al uso del instrumento virtual y el requerimiento de salida por el puerto paralelo se debe utilizar el siguiente modo de comunicación entre la PC y el circuito de estimulación eléctrica.

La comunicación en este sistema se lleva a cabo por transmisión digital de 8 bits. Esto le permite al estimulador comunicarse a través del puerto paralelo de una PC o con el puerto digital de una tarjeta de adquisición de datos. Como se aprecia en la siguiente figura (figura 3.6), el circuito posee un terminal DB25 como puerto de entrada. La figura 3.6 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

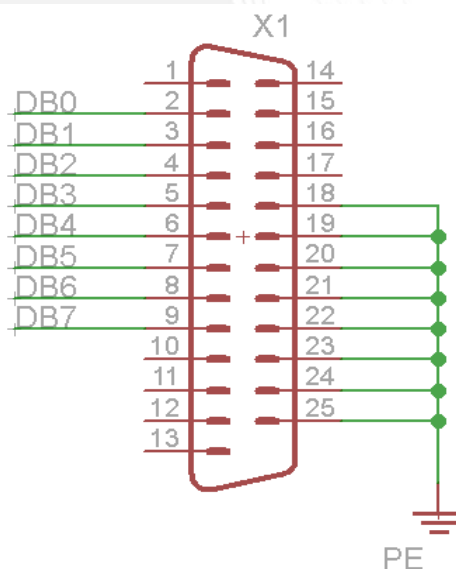


Figura 3.6: Terminal DB25

3.6 Protección entre FES y Puertos de Entrada del Circuito de Estimulación Eléctrica

Requerimientos del diseño

- Evitar descargas y sobretensiones entre la PC y el circuito de estimulación eléctrica.
- Transmitir pulsos cuadrados de frecuencias entre 0,1 y 0,01 Hz y ancho de pulso entre 1 y 10 segundos.

- Tiempo de respuesta menor a 2 μ seg.

Opciones

- **Circuito Integrado 74HC541N**

Este circuito detecta niveles de voltajes para los niveles lógicos “1” y “0” y presenta salidas contrapuestas a las entradas.

- **Circuito Integrado 74LS465N**

Este integrado detecta niveles de voltajes para los niveles lógicos “1” y “0” y presenta salidas en el mismo plano que las entradas.

Se optó por el primer circuito ya que este a la vez que cumplía con los requerimientos especificados brindaba la ventaja de tener las salidas contrapuestas a las entradas, lo que brinda facilidad en el montaje en una tarjeta impresa.

Para evitar descargas que puedan afectar a los Puertos Paralelos de la PC o al Puerto Digital de la Tarjeta de Adquisición de Datos se coloca a la salida del conector DB25 un buffer seguidor de voltaje. En las entradas del buffer se tiene las líneas DB0 al DB7 y a las salidas las correspondientes BF0 al BF7, las cuales se combinarán con las señales generadas por Hardware que se explican posteriormente en el ítem 3.8. En la figura 3.7 se puede apreciar las entradas y salidas del buffer 74HC541N. La figura 3.7 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

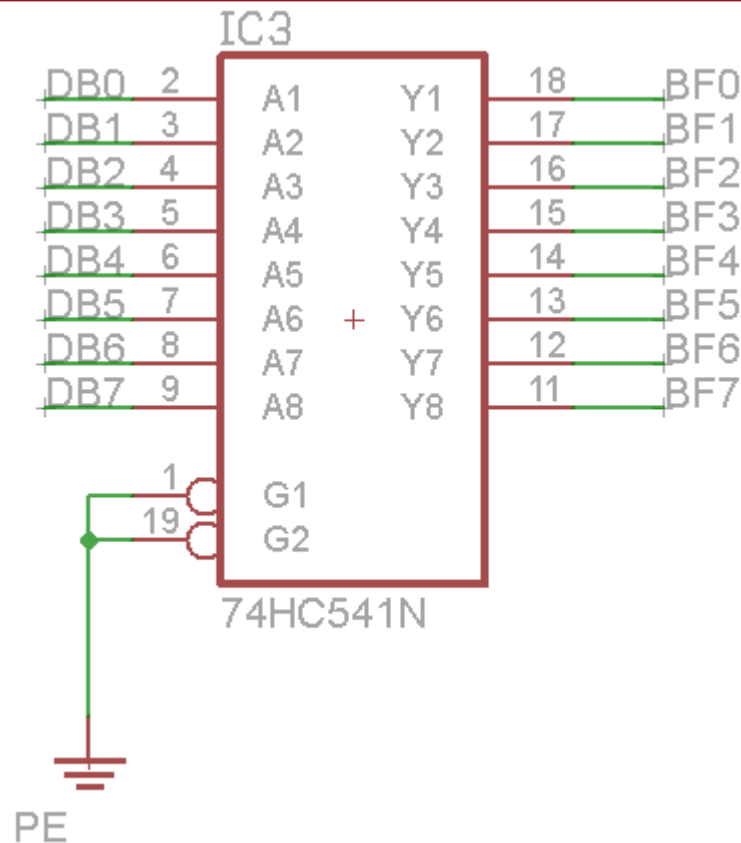


Figura 3.7: Buffer como protección entre FES y Puerto de Entrada del Circuito de Estimulación Eléctrica

3.7 Diseño de generador de pulsos cuadrados

En esta etapa se combinan las señales generadas por software y las señales generadas por Hardware. Los 8 bits se combinarán con la señal de la etapa de generación de pulsos cuadrados para obtener la forma de la señal que se acomodará para el paciente en la etapa de adaptación de señal.

3.7.1 Generación de pulsos

Requerimientos del diseño

- Generar pulsos cuadrados de frecuencias variables entre 50 y 100 Hz con ancho de pulso que oscile entre 200 y 800 μseg .
- Valores discretos de amplitud: 0 y 5 voltios.

Opciones

- **XR-2206**
De precio no muy económico y de cierta complejidad de configuración.

- **LM 555**

Precio económico, configuración sencilla y pequeño.

Se optó por el temporizador 555 por ser más barato, pequeño y de configuración más sencilla para cumplir los requerimientos señalados.

En esta etapa se genera un tren de pulsos de 5 V de 80 Hz con un tiempo en alta de 200 μ segundos. Para este fin se utilizó el temporizador Timer 555 en configuración Astable, pero debido a que esta configuración da un tiempo en alta mayor que el tiempo en baja, se le colocó a la salida un inversor 4069UBE para obtener el tren de pulsos requerido, el cual tiene un ciclo de trabajo menor a 50 %. La salida del inversor (PULSE) se conectará con la etapa de combinación de señales para “multiplicarse” con la señal generada por Software. En la gráfica 3.8 se aprecia el temporizador en su configuración Astable según hoja técnica (ver anexo) y el inversor de señal. (Nota: La línea Q une la salida del temporizador con la entrada del inversor). La figura 3.8 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

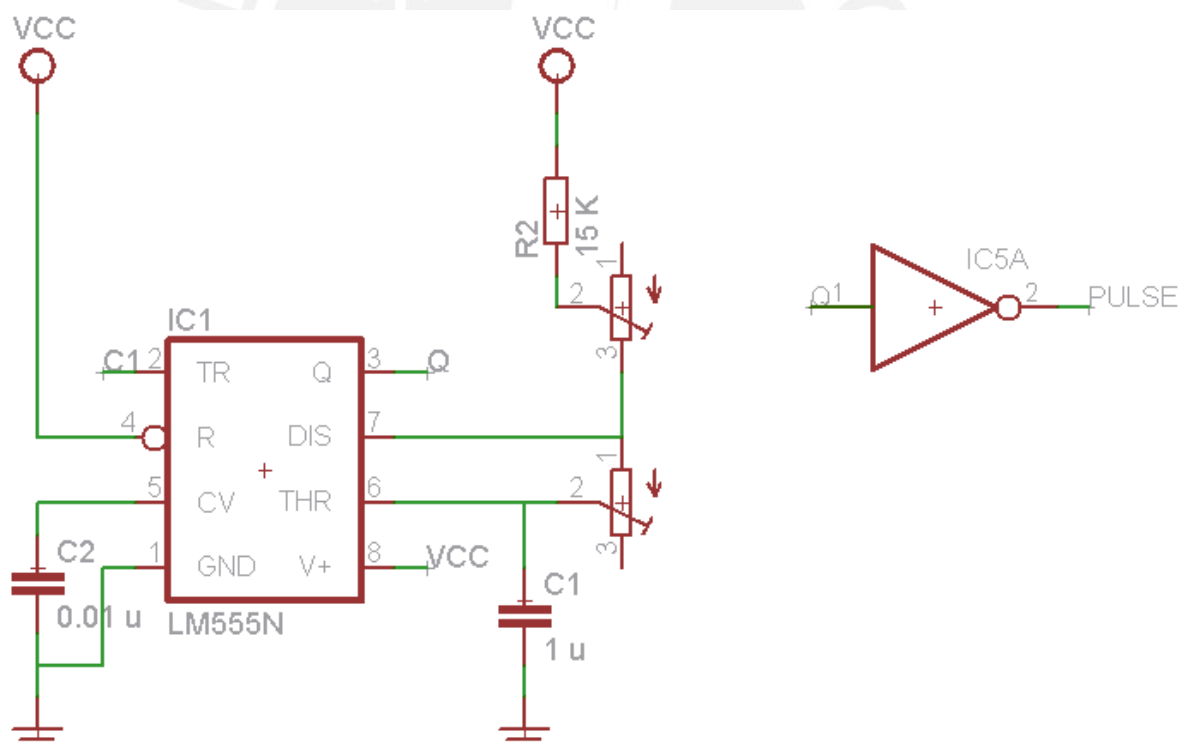


Figura 3.8: Generación de tren de pulsos con circuito de inversión.

Cabe destacar que el inversor usado utiliza tecnología CMOS que ofrece compatibilidad con tecnologías CMOS y TTL y brinda la suficiente intensidad de corriente a su salida que se conectará a un circuito integrado TTL (ver ítem 3.8).

Las fórmulas del temporizador en modo Astable son las siguientes:

$$t_1 = 0,693 \cdot (R_1 + R_2) \cdot C$$

$$t_2 = 0,693 \cdot (R_2) \cdot C$$

$$f = \frac{1,49}{(R_1 + R_2) \cdot C} = \frac{1}{t_1 + t_2}$$

Donde:

R_1 : Resistencia entre Vcc y pin 7 del C.I. 555

R_2 : Resistencia entre pin 7 y pin 6 del C.I. 555

C : Condensador entre pin 6 y GND

t_1 : Tiempo en alta a la salida del C.I. 555 (pin 3)

t_2 : Tiempo en baja a la salida del C.I. 555 (pin 3)

f : Frecuencia de oscilación a la salida del C.I. 555 (pin 3)

Dados los requisitos de frecuencia y ancho de pulso y tomando como valor de C 1 μF , se obtienen los rangos siguientes:

R_1 : 15-25 $\text{k}\Omega$

R_2 : 0-1000 Ω

Se obtuvo para R_1 17,2 $\text{k}\Omega$ y se usaron dos resistencias. Una de 15 $\text{k}\Omega$ en serie con un potenciómetro de 10 $\text{k}\Omega$ que se ajusta en 2,2 $\text{k}\Omega$ para cumplir con el tiempo en baja de 200 μseg .

Para R_2 se obtuvo el valor de 865 Ω . Para este fin se utilizó un potenciómetro de precisión de 1 $\text{k}\Omega$ fijado en el valor mencionado y se obtiene una frecuencia de 80 Hz.

Estos valores de resistencias permiten tener las frecuencias requeridas, pero con tiempos de señal en baja de igual duración que el ancho de pulso requerido. Por ello se coloca un Buffer Inversor el cual brinda la salida PULSE con el valor deseado. La ecuación lógica del Buffer es la siguiente:

$$PULSE = \bar{Q}$$

Donde:

$PULSE$: Salida del Buffer Inversor

\bar{Q} : Valor lógico inverso de la salida Q del C.I. 555 (pin 3)

3.8 Combinación de señales

Requerimientos del diseño

- Permitir el paso de señales digitales usando como señal de control señales digitales.
- Tiempo de respuesta menor a 2 μ seg. (1% de pulso digital de menor duración, valor despreciable)

Opciones

- **Switch digital**
Tiempo de respuesta del orden de los nanosegundos. No muy común en el mercado local y precio elevado.
- **Relé**
Tiempo de respuesta no muy alto. No trabaja bien a frecuencias mayores a 5 Hz y activada tiene la compuerta de salida en alta impedancia.
- **Compuerta AND 7408**
Tiempo de respuesta del orden de los nanosegundos. Precio cómodo, pequeño y de fácil acceso en el mercado local.

Se optó por la compuerta lógica AND por ser común en el mercado y económico (detalles que no cumple un switch digital) y por tener un tiempo de respuesta menor al requerido (ver hoja técnica en el anexo), lo cual no cumple un relé.

La presente etapa muestra la “multiplicación” de las señales de las 8 líneas digitales con el tren de pulsos del estadio anterior. Para esto se utilizó 8 compuertas lógicas AND 7408 de dos entradas. La primera entrada de cada compuerta lógica se alimentaba con una de las 8 líneas digitales provenientes del buffer (BF_n) y la segunda entrada se conectaba a la salida del generador de tren de pulsos (PULSE). Las salidas de estas compuertas (DAC_n) alimentan la etapa de conversión digital a analógica de señal. La figura 3.9 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

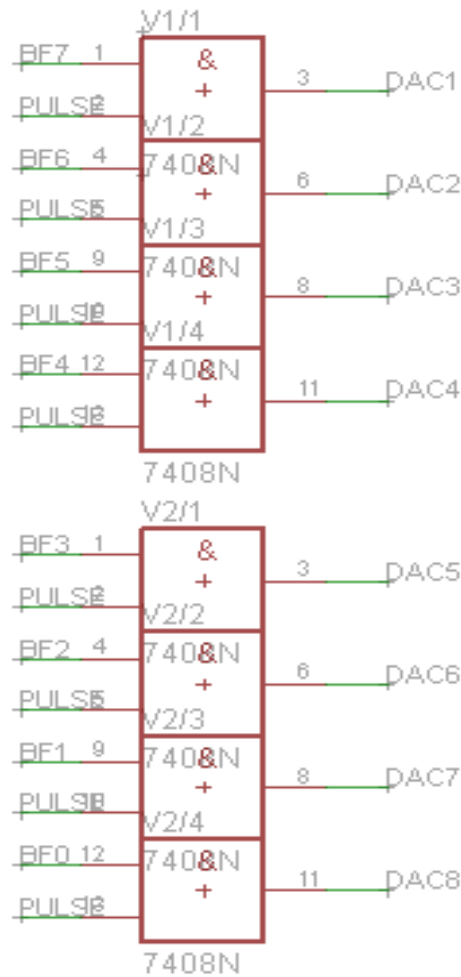


Figura 3.9: Combinación de Señales

La ecuación que rige la multiplicación de señales es la ecuación

$$DAC_n = PULSE(BF_{8-n})$$

DAC_n : n-ésimo término a la salida de las compuertas AND y n-ésimo término de las entradas del conversor digital/análogo de la etapa posterior.

$PULSE$: Valor de la señal del generador de pulsos.

BF_n : n-ésimo término a la salida del Buffer 74HC541N (n-ésimo término del puerto paralelo).

3.9 Diseño de Etapa de Adaptación de Señal

3.9.1 Conversión Digital a Analógica de Señal

Esta etapa se basa en el trabajo de tesis de Alcántara [31].

Requerimientos del diseño

- El tamaño de palabra o número de bits debe ser de 8 debido al tipo de comunicación que se utiliza.
- Error máximo de un LSB.
- Salida en forma voltaje.

Opciones

INTEGRADO	FABRICANTE	MUESTREO (MSPS)	ERROR (LSB)	CONSUMO (mW)	SALIDA	EMPAQUE
AD5424	Analog Devices	20.4	1	0.025	Corriente	20TSOP
TLV5625	Texas Instruments	0.093	1/2	2.4	Voltaje	8SOIC
DAC0808	National Instruments	6.7	1/2	33	Corriente	16DIP/SOIC
DAC0832	National Instruments	10	1/2	20	Corriente	20DIP/PLCC

Tabla 3.1: Tabla comparativa de convertidores digital a analógico [31].

El convertidor elegido para esta aplicación es el DAC0808 debido a su facilidad para ser reemplazado (lo cual lo hace muy práctico para hacer pruebas) por el tipo de empaquetado que posee, además de encontrarse de manera fácil en el mercado. Este integrado tiene la particularidad de tener su salida en forma de corriente, pero se puede hacer la conversión a voltaje conectando la salida a un OPAMP.

A continuación se muestra la configuración básica del DAC0808 conjuntamente al OPAMP inversor a su salida para la conversión de corriente a voltaje (ver hoja técnica en el anexo). Se aprecia que a cada DACn de la etapa anterior le corresponde un An. La figura 3.10 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

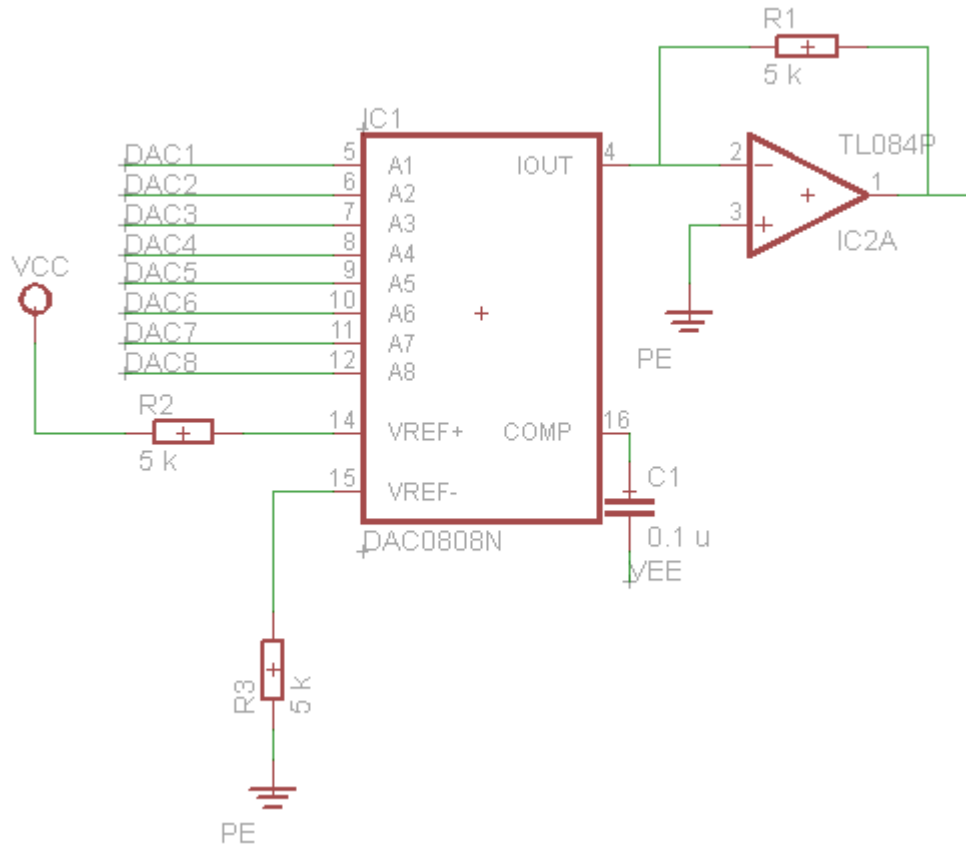


Figura 3.10: Convertidor Digital a Analógico con Convertidor de Corriente a Voltaje.

La referencia negativa en el pin 3 se debe al ingreso de corriente en la salida (pin 4 OUT). Con esta configuración se obtiene la siguiente ecuación a la salida:

$$V_{DAC} = 5V \left(\frac{A_1}{2} + \frac{A_2}{4} + \dots + \frac{A_8}{256} \right)$$

De este modo se tiene que el rango de voltajes a la salida de este circuito varía entre 0 y 5V.

3.9.2 Filtro

Requerimientos del diseño

- Filtrar componente DC de señal
- Frecuencia de corte menor a 50 Hz

Opciones

- **Filtro activo**

Este filtro cuenta con elementos activos además de los pasivos (resistencias, condensadores y bobinas). Proporciona mayor estabilidad que los filtros pasivos.

- **Filtro pasivo**

Este tipo de filtro consta únicamente de resistencias, condensadores o bobinas. No presentan buena estabilidad ante distintos tipos de carga.

Se eligió el filtro activo pues se requiere estabilidad de la señal.

La finalidad de esta etapa es eliminar la componente DC de la señal. Para esto se diseñó un filtro de dos etapas. La primera es un filtro Pasa Altos. La siguiente es un seguidor de voltaje. No se tuvo en cuenta un filtro Pasa Bajos debido a que este deformaba a la señal al eliminar las componentes armónicas de las cuales está constituido el pulso rectangular. La figura 3.11 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

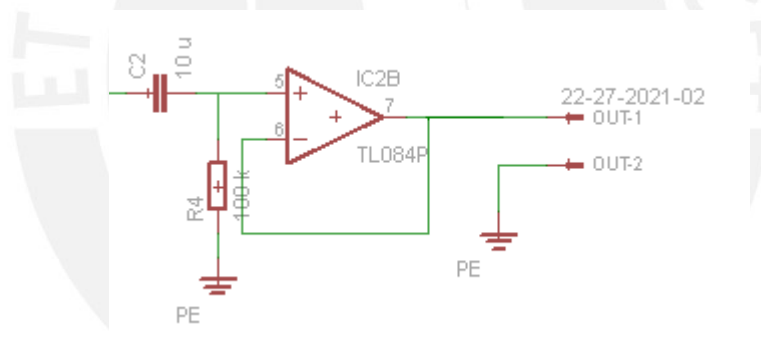


Figura 3.11: Filtro Pasa Altos y Seguidor de Voltaje [31].

La frecuencia de corte inferior debe estar en 0.16 Hz aproximadamente. La frecuencia de este filtro Pasa Altos es la que se encargará de eliminar la señal DC del DAC. Se presentan a continuación la ecuación del filtro y la ecuación de la frecuencia de corte de éste:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{RCS}{1 + RCS}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Donde,

f_c : Frecuencia de corte

R: Resistencia

C: Condensador

Se utilizaron una resistencia $R=100 \text{ k}\Omega$ y una capacitancia $C=10 \text{ }\mu\text{F}$. Con esto se obtiene una frecuencia de corte de aproximadamente 0.16 Hz .

Debido que la presencia de una carga a la salida del filtro hará variar su respuesta, se coloca un seguidor de voltaje. Este consiste de un Opamp en configuración seguidor no inversor. Esta configuración funciona como un adaptador de impedancias pues las entradas tienen un valor de impedancias muy alto (orden de los $\text{Mega}\Omega$) y la salida tiene una impedancia muy baja de unos cuantos Ohmios. De esta manera se tiene el mismo voltaje en la entrada y en la salida del Opamp sin verse afectado por la carga que se coloque en la salida.

Las siguientes fórmulas explican este funcionamiento:

La salida del filtro se conecta a la entrada no inversora del Opamp. Esto conlleva a:

$$V_+ = V_{in}$$

A causa de la alta impedancia entre las entradas inversora y no inversora del Opamp y al flujo nulo de corrientes entre ambas se tiene que:

$$V_- = V_+$$

Al cortocircuitarse la entrada no inversora del Opamp y la salida de este se obtiene:

$$V_{out} = V_-$$

Donde:

V_{in} : Voltaje a la entrada del seguidor de voltaje.

V_{out} : Voltaje a la salida del seguidor de voltaje.

V_+ : Voltaje en la entrada no inversora del Opamp.

V_- : Voltaje en la entrada inversora del Opamp.

3.9.3 Etapa de Potencia y Protección

En esta etapa se requiere un amplificador de potencia capaz de suministrar la energía suficiente que requiere la etapa de amplificación. Se requiere que esta etapa soporte una corriente pico de 1 A. La justificación se da en el ítem 3.9.4.

Requerimientos del diseño

- Z_{in} (Impedancia de entrada) alta
- Z_{out} (Impedancia de salida) pequeña
- $A_i = 100$ (Ganancia de corriente)
- $A_v \approx 1$ (Ganancia de voltaje)
- Alimentación ± 15 V DC
- Estabilidad en cruce por cero de la señal

Opciones

- **Amplificador Darlington**

Esta configuración utiliza un transistor Darlington. Tiene impedancia de entrada alta, impedancia de salida baja, una alta ganancia de corriente y una ganancia de voltaje cerca a la unitaria. Presenta distorsión en su señal de salida.

- **Circuito en contrafase de simetría complementaria**

Esta configuración utiliza dos transistores complementarios (pnp y npn). Tiene impedancia de entrada alta, impedancia de salida no muy pequeña, alta ganancia de corriente acorde al tipo de transistor que utiliza y ganancia de voltaje unitaria. Presenta distorsión ante cruce por cero de la señal.

- **Circuito en contrafase de simetría complementaria usando transistores en configuración Darlington**

Esta configuración es similar a la anterior. Utiliza dos transistores npn y dos transistores pnp en configuración Darlington en contrafase. Presenta alta impedancia de entrada, baja impedancia de salida, alta ganancia de corriente, ganancia de voltaje cercana a la unidad y no presenta ni distorsión de señal ni distorsión de señal en cruce por cero.

Se eligió la última configuración por cumplir con todos los requerimientos señalados.

Esta etapa viene a ser un seguidor de voltaje de la señal. Consiste de:

- Un arreglo de cuatro transistores de potencia en configuración Darlington (2 BD135 npn y 2 BD136 pnp) en configuración de contrafase de simetría complementaria con las respectivas resistencias de polarización.
- Un fusible de 1 A para evitar excesos de corriente al paciente.

Se eligieron los transistores BD135 y BD136 por cumplir con las siguientes especificaciones (véase hojas técnicas en anexo):

$$I_{c_{\max}} = 1,5 \text{ A}$$

$$V_{CE_{\max}} = 45 \text{ V}$$

Tiempo de respuesta menor a 2 μ seg.

Las ecuaciones que rigen este amplificador en DC son las siguientes:

$\beta_1 = \beta_2 = \beta_3 = \beta_4 = \beta = 140$: Factor de ganancia de los 4 transistores

$$\beta_D = \beta^2$$

$$I_B = \frac{V_{cc} - V_{BE}}{R_B + \beta_D R_E}$$

$$I_E = (\beta_D + 1)I_B \approx \beta_D I_B$$

$$V_E = I_E R_E$$

$$V_B = V_E + V_{BE}$$

Y para AC las ecuaciones son las que siguen:

r_i : Resistencia dinámica en AC

$$Z_i = R_B \parallel (r_i + \beta_D R_E)$$

$$Z_o = R_E \parallel r_i \parallel \frac{r_i}{\beta_D} \approx \frac{r_i}{\beta_D}$$

$$A_i = \frac{\beta_D R_B}{R_B + \beta_D R_E}$$

$$A_v = \frac{R_E + \beta_D R_E}{r_i + (R_E + \beta_D R_E)} \approx 1$$

Considerando los requerimientos mencionados y $r_i=5\text{ k}\Omega$ se obtienen:

$$R_E=10\ \Omega \text{ para } R_B=1\text{ k}\Omega$$

$$Z_i \approx 1\text{ k}\Omega$$

$$Z_o \approx 0,25\ \Omega$$

$$A_i \approx 100$$

$$A_v=0,975$$

Este análisis realizado para la fase superior en el gráfico da los mismos resultados que en la fase inferior pues son contrafases. La figura 3.12 muestra el diseño realizado en el Software Eagle 5.9 usado para este trabajo de tesis.

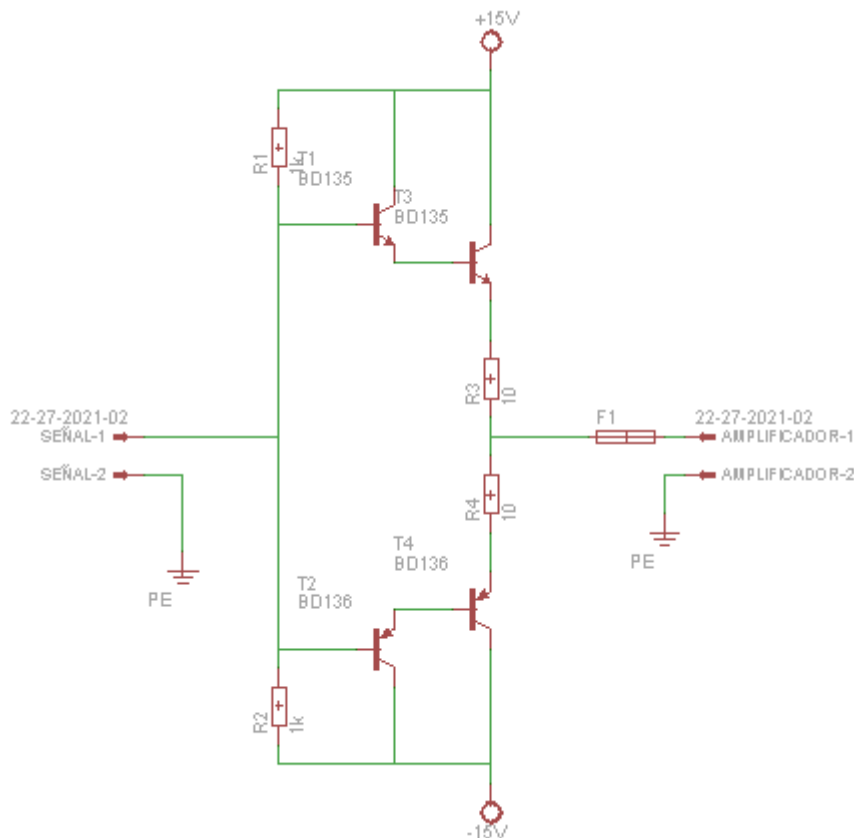


Figura 3.12: Etapa de Potencia y Protección

3.9.4 Amplificación de la señal

Requerimientos del diseño

- Amplificación de la señal 20 veces para tener una señal de hasta 100 V de amplitud.

- Salida del amplificador debe suministrar pulsos cuadrados o farádicos

Opciones

- **Circuito DC-DC**

Este circuito brinda una salida amplificada de la señal DC en un voltaje DC. Su implementación es compleja. Entrega pulsos farádicos a su salida

- **Transformador**

Amplifica señales AC. Funciona para pulsos cuadrados dando a la salida pulsos farádicos. Sencillo de implementar.

Se optó por el transformador por ser más sencillo que el circuito DC-DC.

Esta etapa consiste de un transformador que amplifica la señal 20 veces. El voltaje máximo a la entrada del transformador es de 5 V DC, por lo tanto, a la salida tendremos 100 V DC. La señal en el primario del transformador es un pulso cuadrado, pero en el secundario se obtiene un pulso farádico, el cual es válido para la estimulación muscular.

De la experimentación se obtiene un valor de impedancia de 5 kΩ para el antebrazo, que es la zona a estimular (véase ítem 4.2). De la bibliografía se obtiene un rango entre 1 y 2.5 kΩ de impedancia del cuerpo humano. Se toma como referencia de seguridad un valor de 2 kΩ en el secundario del transformador y se halla una impedancia reflejada en el primario de éste de la siguiente manera:

$n = \frac{1}{20}$; relación de vueltas entre primario y secundario del transformador

$$R' = n^2 R$$

$$R' = 5\Omega$$

Y como se tiene una señal cuadrada con un pico de 5 V se obtiene una corriente pico:

$$I_{pico} = \frac{V_{pico}}{R'} = \frac{5V}{5\Omega} = 1A$$

Este cálculo proporciona el valor de la corriente máxima que puede soportar la etapa de potencia y el valor del fusible.

La potencia que debe soportar el transformador se halla mediante:

$$W = V_{pico} \cdot I_{pico} = 5VA$$

El transformador se fabricó cumpliendo las condiciones indicadas.

La potencia de las resistencias se obtiene gracias a la potencia del transformador. La figura 3.13 muestra el diseño realizado en el Software Spice usado para este trabajo de tesis.

Etapa de
potencia

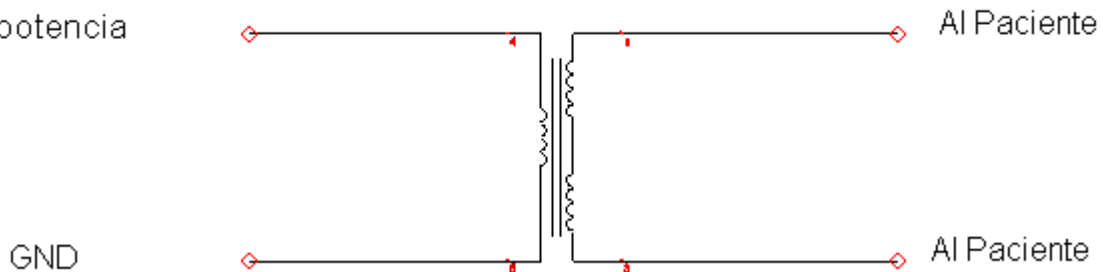


Figura 3.13: Transformador con relación 1:20.

La figura 3.14 muestra las formas de onda a la entrada del transformador (cuadrada) y a la salida de éste (farádica).

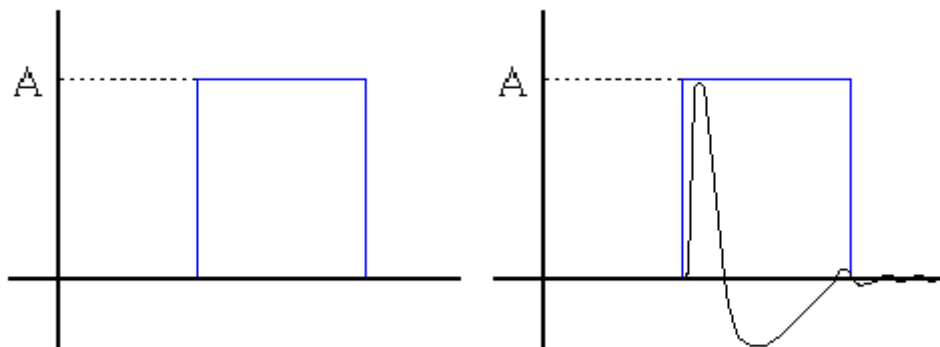


Figura 3.14: Pulso Cuadrado a la entrada del transformador y Pulso Farádico a la salida del mismo.

3.9.5 Electrodo

Requerimientos

- Electrodo de estimulación eléctrica muscular.
- Reutilizables.

Opciones

- **Electrodos invasivos**

Estimulación directa al músculo o nervio. Posibilidad de causar lesiones e infecciones. Esterilización constante para reutilizarse. Precio no muy económico.

- **Electrodos superficiales**

Estimulación a través de la piel. No causa lesiones. Reutilizables según datos del fabricante. Precio económico.

Se escogió la opción de los electrodos superficiales por su mayor sencillez en la utilización a la par de ser más económico.

Para esta etapa se han utilizado electrodos para estimulación eléctrica DURA-STICK® II, los cuales son auto adherentes, cuadrados de 5 cm. de lado y los cuales son económicos pues se pueden utilizar hasta 40 veces según recomendación del fabricante ©ENCORE MEDICAL L.P.

Estos electrodos ofrecen una estimulación cómoda y eficaz a través de su único conductor impreso en plata. Su flexible pero resistente construcción ofrece una mayor durabilidad y hace más fácil el retiro de los electrodos. Sus suaves y moldeables conectores para los cables conductores ofrecen mayor adherencia a los pines del cable conductor [40].

La figura 3.15 muestra los electrodos escogidos para este trabajo de tesis.



Figura 3.15: Electrodos con gel auto adherente DURA-STICK® II [41].

3.10 Diseño de Fuentes de Alimentación

Requerimientos del diseño

Fuente estable de +5, +15 y -15 V DC con tolerancia $\pm 5\%$.

Tamaño pequeño.

Ligera.

Larga duración.

Opciones

- **Baterías alcalinas 9 V DC**

Portables. Ligeras. Pequeñas. Poca duración para los propósitos de este trabajo de tesis.

- **Baterías con ácido 12 V DC**

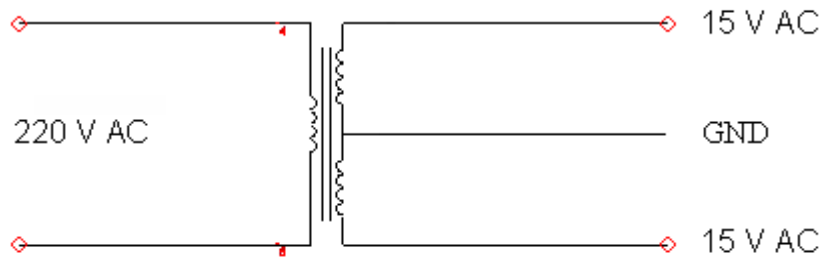
Portables. Pesadas. Tamaño mediano. No muy larga duración para los propósitos de este trabajo de tesis.

- **Tarjeta de alimentación con reguladores de voltaje**

Portable. Ligera. Tamaño pequeño. Larga duración para los propósitos de este trabajo de tesis.

Se escogió la tercera opción por cumplir con todos los requerimientos mencionados.

Esta etapa consiste en el diseño de una fuente de alimentación para todos los componentes del sistema. Se tiene +5, +15 y -15 V DC. Consta de un transformador de alimentación de 220 V AC y salida de 30 V AC con toma central (15-0-15). En seguida la etapa de conversión AC/DC. Se utiliza un puente de diodos 4004, regulador 7815 (+15 V DC), regulador 7915 (-15 V DC), condensadores electrolíticos de 3300 μF a las entradas de los reguladores y condensadores del mismo tipo de 10 μF a las salidas de los reguladores. Para los +5 V DC se utiliza el 7805 alimentado por +15 V DC con condensador a la salida de 10 μF . Los valores de los condensadores y los diodos son recomendados en las hojas de datos de los fabricantes de los 3 reguladores de voltaje. Los condensadores sirven para disminuir el rizado de la señal a la entrada y salida de los reguladores dándole estabilidad a los valores de alimentación. La figura 3.16 muestra el transformador diseñado en el Software Spice para este trabajo de tesis.



Figura

3.16: Transformador 220 V AC: 15-0-15 V AC

La figura 3.17 muestra la fuente de alimentación de ± 15 V DC diseñada en el Software Tagle 5.9 para este trabajo de tesis.

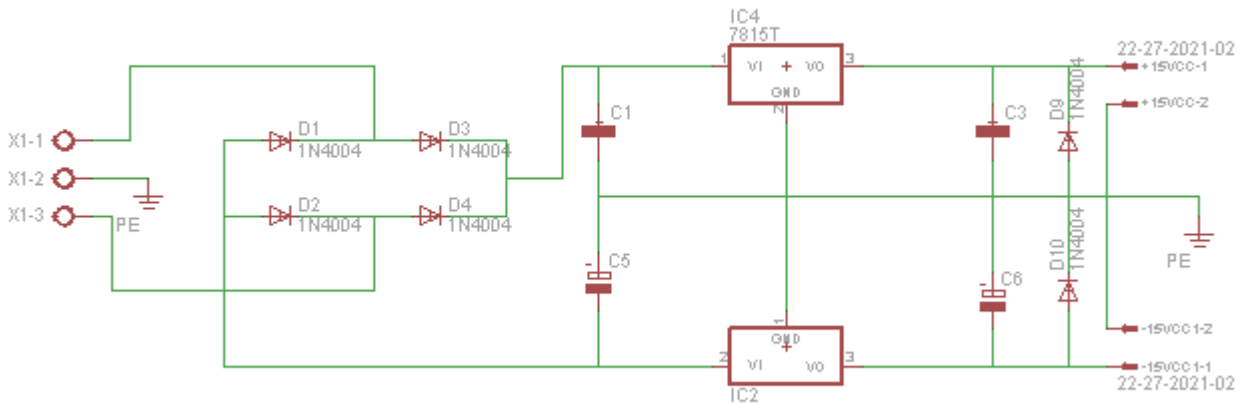


Figura 3.17: Fuente de Alimentación +15 V DC y -15 V DC.

La figura 3.18 muestra el la fuente de alimentación de + 5 V DC diseñada en el Software Eagle 5.9 para este trabajo de tesis.

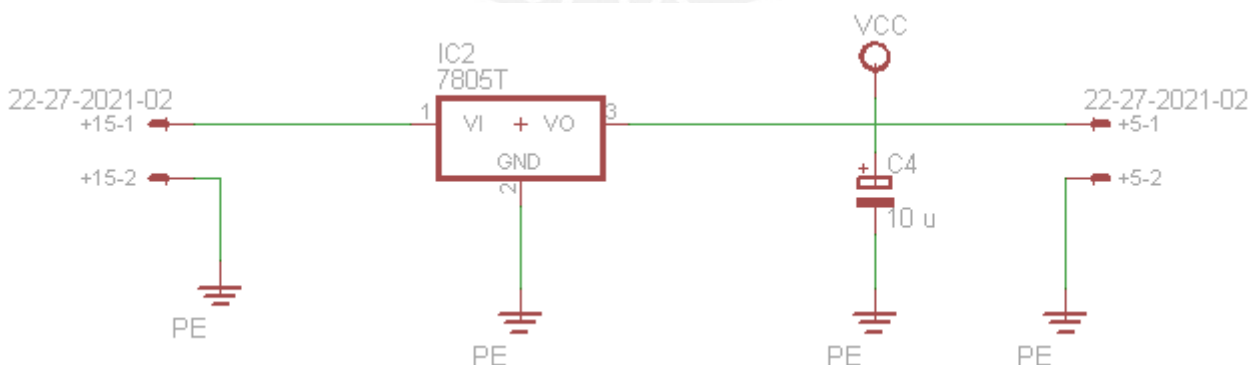


Figura 3.18: Fuente de Alimentación de +5 V DC

CAPÍTULO 4: RESULTADOS DEL DISEÑO DEL ESTIMULADOR ELÉCTRICO FUNCIONAL PARA REHABILITACIÓN DE MIEMBROS DISTALES SUPERIORES CON DISFUNCIÓN MOTRIZ

4.1 Introducción

En este capítulo serán presentados dos tipos de pruebas, debido a que el sistema consta de dos etapas, Software y Hardware, para verificar el correcto funcionamiento de todo el sistema. En el caso del Software se verificó la generación de ondas con un probador de puerto paralelo diseñado por el Ingeniero Miguel Ángel Torres. Para el caso de las pruebas del Hardware, se realizaron pruebas con las distintas etapas del sistema. Conjuntamente, se hicieron simulaciones iniciales con estimulación eléctrica funcional en un individuo en laboratorio usando el equipo MP100 BIOPAC para planificar los patrones de estimulación a usar en este trabajo de tesis.

4.2 Pruebas para la definición de parámetros

Para la planificación de patrones de estimulación funcional se realizaron pruebas con un el dispositivo de estimulación de la empresa BIOPAC. Para esta prueba se necesitó lo siguiente:

- un módulo de Estimulación (SP).
- Un módulo adaptador universal I/O Analógica - Digital
- Una Unidad de adquisición MP100
- Un Software de interfaz y procesamiento "Acqknowledge".
- Sensores: electrodos de placa reusables y Gel.

El sistema MP100 en conjunto con el modulo adaptador universal I/O Analógica - Digital consta de un equipo generador de señales cuyos parámetros son cargados desde una PC con el *software Acqknowledge* v3.8 (Interfaz de Usuario) al que se encuentra conectado el modulo de estimulación SP y un transformador aislador que se encargará de la amplificación de los pulsos y de la protección del paciente. Para unir este equipo con el paciente se utilizaron los electrodos DURA-STICK® II de ENCORE MEDICAL L.P.

Los parámetros para las pruebas de estimulación y los usados para determinar los rangos del Instrumento Virtual se obtuvieron del libro de TENS del Licenciado Cirilo Carrasco [42] y también gracias a su aporte personal mediante demostraciones con equipos de estimulación eléctrica en el Servicio de Medicina de Rehabilitación del Hospital Dos de Mayo.

Parámetros utilizados:

- Ancho de pulso: 0,6 milisegundos.
- Frecuencia: 80 Hertz.
- Amplitud: 10 Voltios.
- Onda Cuadrada

El Software Acqknowledge presenta una ventana de configuración de estimulación (ver figura 4.1) se colocaron los parámetros ya mencionados con valores basados en la literatura y en la experimentación de este trabajo de tesis.

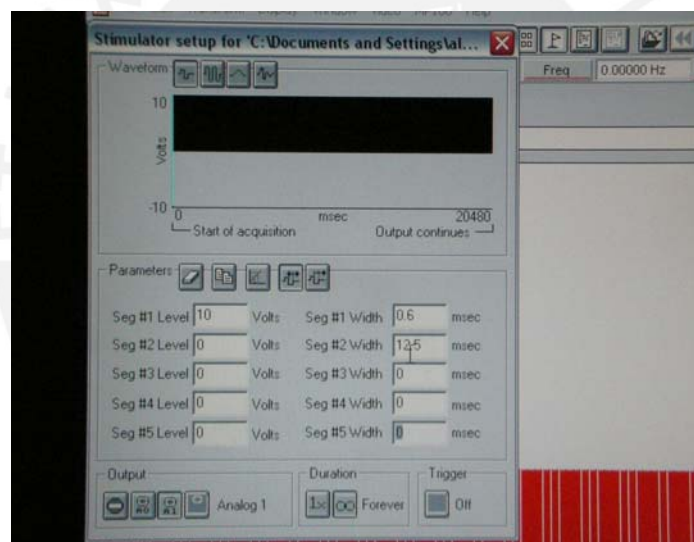


Figura 4.1: Interfaz de Usuario del MP100 BIOPAC, software Acqknowledge-ventana de configuración de estimulación

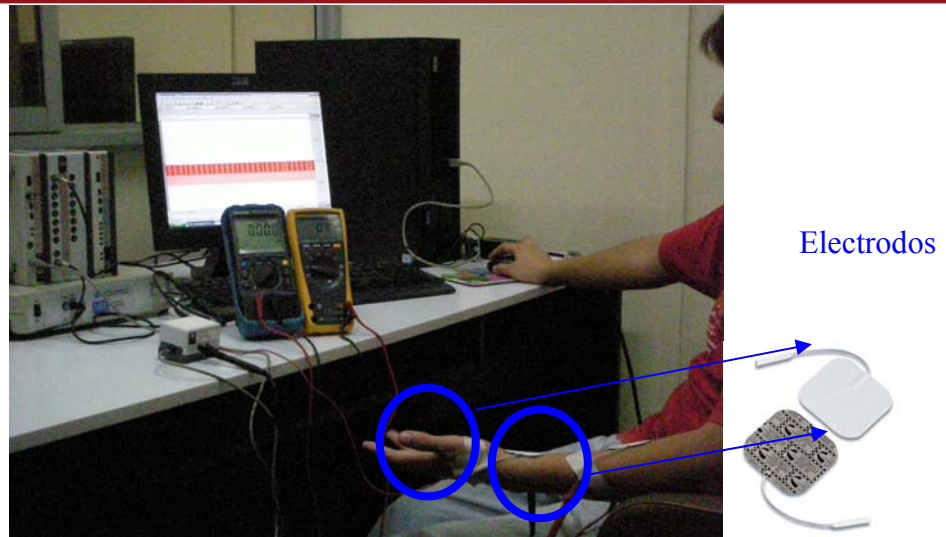


Figura 4.2: Prueba con los parámetros dados y salida del sistema al 0% del valor de amplitud de estimulación



Figura 4.3: Prueba con los parámetros dados y salida del sistema al 50% de la amplitud de estimulación.

De las simulaciones con el sistema Biopac se obtuvieron las siguientes conclusiones:

- La amplitud mínima de la señal para obtener una ligera contracción muscular fue de 20 VDC.

- El valor de la impedancia del brazo por el cual transcurría la señal de estimulación se encontraba en el rango de los 5 k Ω y 6 k Ω .
- La impedancia citada aumentaba su valor conforme se mantenía constante el valor de la amplitud de la señal.
- Debido al aumento de la impedancia, la intensidad de la contracción muscular se disminuía, teniendo que aumentarse la amplitud de la señal para obtener una contracción fuerte.

Los valores experimentales utilizados y obtenidos de estas simulaciones fueron la base para las pruebas con el FES diseñado.

4.3 Pruebas de Software

4.3.1 Pruebas del Instrumento Virtual y Temporización

Como se aprecia en el capítulo 3, esta etapa une la unidad de control, la interfaz de usuario y la temporización del sistema (Tiempo en alta y Tiempo en baja). Para conseguir el objetivo de hacer un sistema amigable para el usuario se ha diseñado el instrumento virtual ejecutable denominado por este trabajo “Software LABVIEW FES” (ver figura 4.4), el cual es un programa ejecutable a partir del programa realizado en NI LabView.

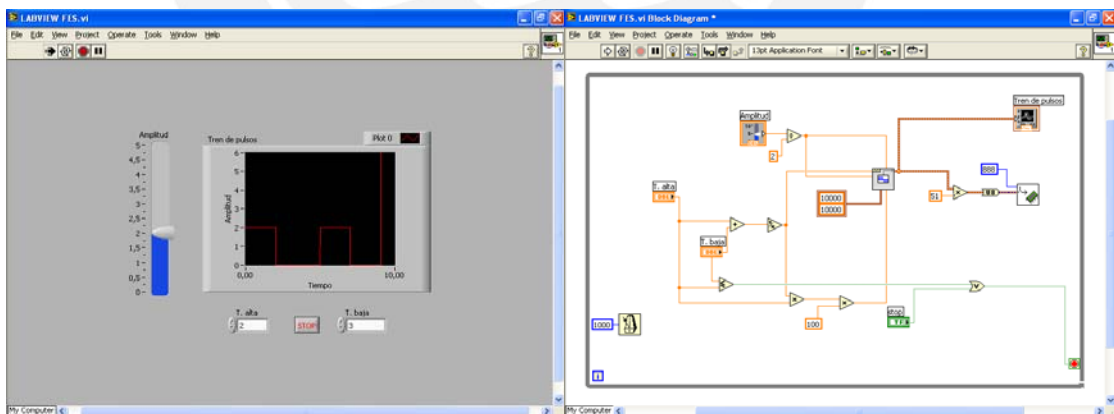


Figura 4.4: Panel Frontal y Diagrama de Bloques del Software LABVIEW FES.

Se pueden apreciar los patrones de estimulación eléctrica en el panel frontal de la figura 4.1, así como sus parámetros basados en la prueba del ítem 4.2:

- Amplitud: 0-5 V DC
- Temporización: T_{alta} y T_{baja} en segundos

4.4 Pruebas de Hardware

El diseño electrónico se probó en las siguientes etapas:

Funcionamiento de la fuente de alimentación ± 15 V DC

La fuente de alimentación se conectó a la red local de 220 V AC. A la salida se obtuvieron los voltajes deseados. Para la verificación de estos valores se utilizó un multímetro Fluke 75. A continuación se presenta el circuito de alimentación.

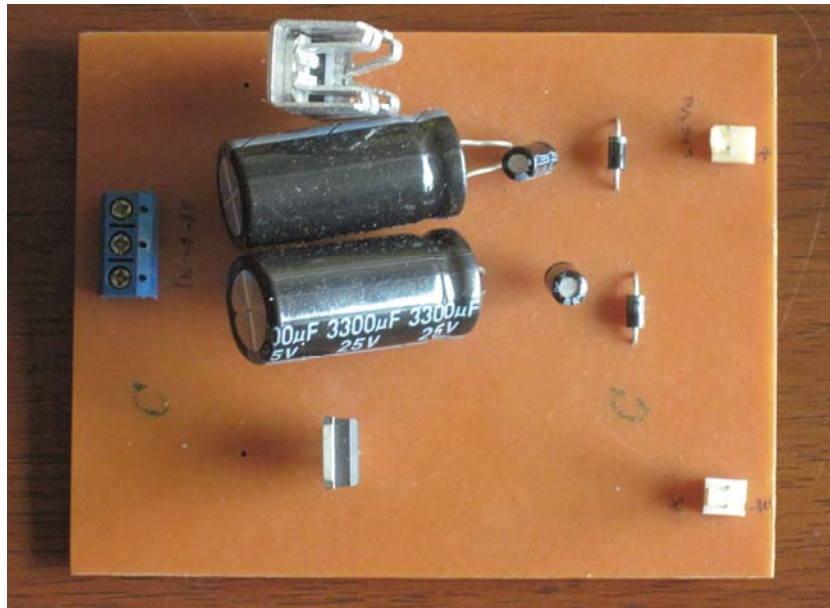


Figura 4.5: Tarjeta de Fuente de Alimentación ± 15 V DC.

Funcionamiento de la Fuente de Alimentación +5 V DC y Generador de Pulso Cuadrado

La fuente de +5 V DC es energizada por la fuente +5 V DC y suministra energía al generador de pulsos cuadrados y a los demás componentes del sistema. Para su comprobación se utilizaron un multímetro Fluke 75 y un osciloscopio digital Tektronix TDS 210. A continuación se presenta el circuito respectivo.

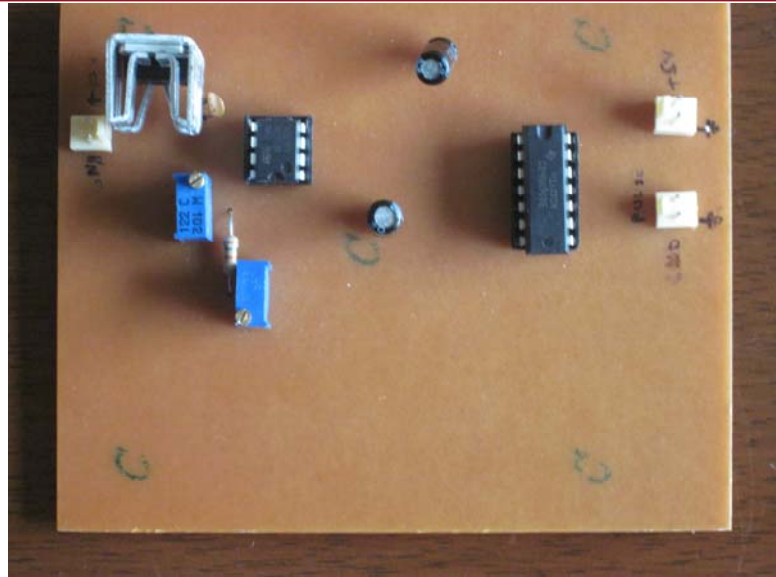


Figura 4.6: Tarjeta de Fuente de Alimentación +5 V DC y Generador de pulsos cuadrados.

Funcionamiento de la Etapa de conversión digital a analógica

Esta etapa se energiza por ± 15 V DC y +5 V DC. Tiene como señales de entrada los 8 bits del Puerto Paralelo de la PC y el pulso cuadrado de la anterior etapa. A la salida se obtiene la señal analógica resultante de la combinación de ambas señales. Para comprobar la señal se utilizó un osciloscopio digital Tektronix TDS 210. A continuación se presenta el circuito y las señales obtenidas.

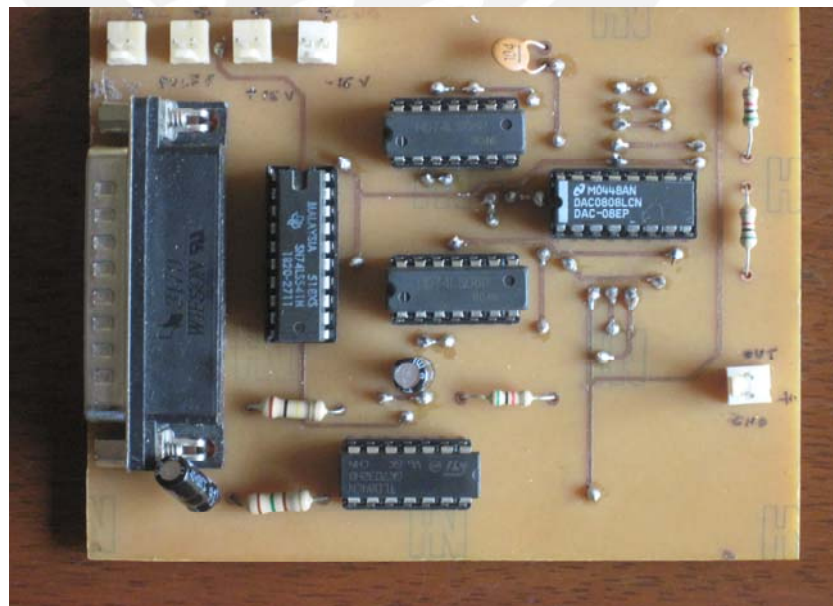


Figura 4.7: Tarjeta de Conversión Digital a Analógica.

La figura 4.8 presenta la señal analógica en respuesta a la señal de 5 V DC de la interfaz de usuario. La señal binaria que viene de la interfaz vía puerto paralelo es 11111111 (MSB...LSB). Se fijo un ancho de pulso de 200 μ seg. para comprobar la versatilidad y flexibilidad de la etapa de adaptación de señal.

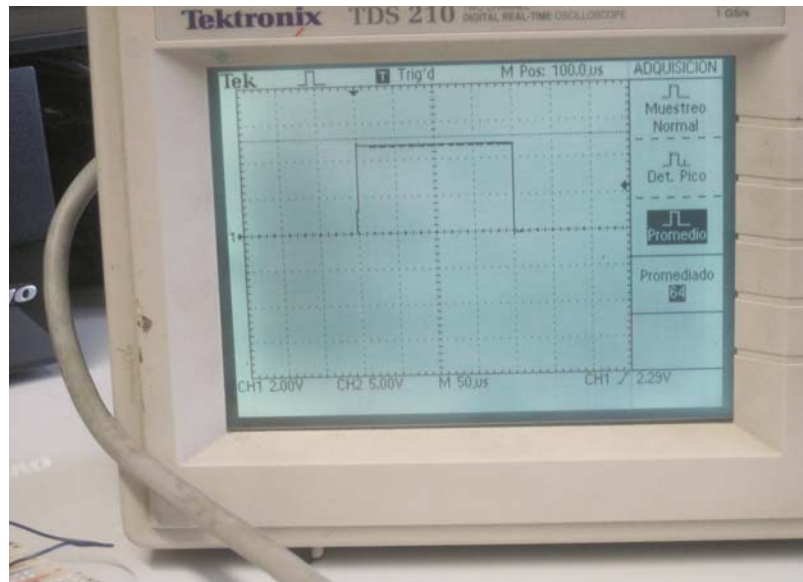


Figura 4.8: Pulso Cuadrado de 5 V DC de amplitud y 200 μ seg de duración.

La figura 4.9 presenta la señal analógica en respuesta a la señal de 2.5 V DC de la interfaz de usuario. La señal binaria que viene de la interfaz vía puerto paralelo es 10000000 (MSB...LSB). Se fijo un ancho de pulso de 200 μ seg. para comprobar la versatilidad y flexibilidad de la etapa de adaptación de señal.



Figura 4.9: Pulso Cuadrado de 2.5 V DC de amplitud y 200 μ seg de duración.

Funcionamiento de la Etapa de Potencia, Protección y Amplificación de Señal.

En las pruebas de esta etapa se observó un decremento en la amplitud de la señal a la salida transformador. Por ende se amplificó la señal analógica original (0-5 VDC) en 100%. La nueva amplitud máxima de la señal analógica fue de 10 VDC y en el secundario del transformador se obtuvo una amplitud máxima de 90 VDC. Se utilizó como carga una resistencia de 15k Ω .

Y para una carga de 5k Ω se obtuvo una amplitud máxima de 80 VDC. Este valor es suficiente para lograr la contracción muscular requerida ya que en las pruebas realizadas con el módulo de estimulación BIOPAC el voltaje mínimo con el que se obtuvo una contracción completa de la mano para el control de la presión, que fue con 50 voltios aproximadamente.

4.5 Presupuesto

Se presenta aquí los costos de los elementos usados para desarrollo de este trabajo.

Tabla. 4.1: Presupuesto y costos del Diseño de un Sistema de Estimulación Eléctrica Funcional

Partes	Precio (S./)
Uso del Sistema BIOPAC	400
Uso de Una PC	400
Licencia de software LabView de National Instruments	4125
Tarjetas de Fuentes de alimentación	60
Tarjeta Conversión Digital a Analógica	50
Tarjeta de Potencia y Amplificación de Señal	70
Chasis y otros gastos	100
Diseño e implementación de prototipo(8meses)	2000
Costo Total	7205

CONCLUSIONES

- El Diseño de un Estimulador Eléctrico Funcional para Rehabilitación de Miembros Distales Superiores ha demostrado mediante las pruebas realizadas basadas en valores de parámetros y diseños tomados de la literatura especializada en este tema. El tipo de estimulación logrado es bien tolerado por el cuerpo humano. Por lo tanto esto conllevará a obtener una herramienta más para la rehabilitación física en nuestro país.
- Este dispositivo es muy práctico pues ocupa muy poco espacio, su consumo de energía es muy bajo. Como módulo puede ser conectado en cualquier computadora a través de un cable DB-25 y que contenga el Instrumento Virtual diseñado en este trabajo de tesis, que le da la propiedad de ser portátil. Con el instrumento Virtual se puede controlar los valores en tiempo real, salvando las limitaciones que nos puedan dar la computadora personal y el sistema operativo.
- No se necesita usar una Tarjeta de adquisición de datos pues la comunicación entre la PC y el equipo se realizará usando el puerto paralelo de la primera.
- Se ha demostrado también que a diferentes amplitudes de voltajes se obtienen distintos niveles de contracción muscular.
Se ha comprobado además que el cuerpo humano no posee una impedancia constante frente a la estimulación eléctrica, sino más bien es dinámica. Esto es lo que comúnmente denominan los especialistas en salud como acostumbramiento (aumento de la impedancia del cuerpo humano frente a una estimulación de este tipo de manera constante).

RECOMENDACIONES

Entre los trabajos a futuro que pueden ser investigados en esta misma línea se recomienda los siguientes:

- Se sugiere investigar las condiciones de seguridad del paciente con dispositivos de estimulación eléctrica. Considerar que este tipo de dispositivos no se debe usar en los siguientes casos: uso de marcapasos cardiacos, embarazo, en los ojos, en áreas transabdominales y transtorácicas, problemas cerebro vasculares, epilepsia, en pacientes con dificultad de comunicación y con accidentes eléctricos previos [35].
- Es importante investigar los patrones de estimulación y los efectos de fatiga, esto evitaría efectos secundarios adversos, como por ejemplo, cuando se procura que el tiempo máximo de estimulación no sobrepase a los 15 minutos diarios, caso contrario se podría provocar una lesión y/o no obtenerse los resultados deseados de recuperación.
- Al tener un dispositivo de estimulación eléctrica funcional en diseño, a este le debe seguir una siguiente etapa, la de implementación, donde se considere no salir de los rangos indicados a continuación para los parámetros que se ingresan al sistema [42]:
 - Ancho de pulso: entre 0,1 y 0,9 milisegundos.
 - Frecuencia: entre 10 y 100 Hertz.
 - Amplitud: entre 1 y 10 Voltios. Comenzar con 1 Voltio e ir aumentando gradualmente la intensidad hasta obtener una contracción tetánica sin dolor.
 - T_{alta} : entre 1 y 10 segundos. El tiempo en alta nunca debe ser mayor que el tiempo en baja.
 - T_{baja} : entre 1 y 10 segundos.
- Existe la posibilidad de generar varios trabajos de investigación con todos los dispositivos para estimulación de la empresa BIOPAC vistos en este trabajo de tesis, estas investigaciones deben demostrar la funcionalidad de estos dispositivos en casos clínicos específicos y el análisis de los resultados a nivel innovador [45].

Bibliografía

- [1]. Arroyo Laguna, Juan. El derecho a la salud de las personas con discapacidad (2004).
- [2]. Instituto Nacional de Estadística e Informática
www.inei.gov.pe
Consultado: 08/10/08
- [3]. Ying-Han Chiou, Functional Electrical Stimulation with the Optimal Strategy for Restoring Quadriplegics' Hand Functions [en línea].
http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/login.jsp?url=/iel5/9639/30463/01404152.pdf?a_number=1404152
Consultado: 06/09/08
- [4]. Uranga del Monte, Maria Aranzazu. Desarrollo de un estimulador eléctrico integrado implantable para el control de la micción en lesionados medulares (2001) [en línea]
<http://www.tdx.cesca.es/TDX-1211101-100107/>
Consultado: 05/09/08
- [5]. Instituto Nacional de Rehabilitación
www.inr.gob.pe/PRESENTACION.htm
Consultado: 10/11/08
- [6]. Consejo Nacional de la Persona con Discapacidad
www.conadisperu.gob.pe/accesible/?mod=queues
Consultado: 10/11/08
- [7]. DECRETO SUPREMO N° 013-99-PRES
www.inclusion-ia.org/espaf10l/Norm/transferencia.htm
Consultado: 10/11/08
- [8]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1523.
- [9]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1514.
- [10]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1514.
- [11]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1516.
- [12]. Sistema Nervioso
<http://epstareas.googlepages.com/SNC.jpg>
Consultado: 23/11/08
- [13]. La neurona
<http://psi-anjen.blogia.com/temas/tema-3-fisiologia-de-la-conducta.php>
Consultado: 23/11/08
- [14]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1499.
- [15]. Sistema Muscular
<http://epstareas.googlepages.com/sistemamuscular.jpg>
Consultado: 23/11/08

- [16]. Oberg, Tetma Dagmar. Otimacao de sequencias de estimulacao eletrica neuromuscular pa a restauo de mommentos dos membros superiores de tetraplegicos (1995)
- [17]. Anatomía, *Enciclopedia Autodidáctica Océano*, España, 1987, pp. 1500.
- [18]. Músculos de la mano
<http://www.sidisalta.com.ar/..%5C..%5CCuerpo%5Cimagenes%5Cfull%5CMUSCULOS%20DE%20LA%20MANO.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [19]. Músculos del brazo
<http://www.sidisalta.com.ar/..%5C..%5CCuerpo%5Cimagenes%5Cfull%5CMUSCULOS%20DEL%20ANTEBRAZO.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [20]. Kandel, Eric R. "Introducción al Movimiento" en *Neurociencia y Conducta*, (1997), pp. 534.
- [21]. Nervios del brazo
<http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo1/foto1/plexobraq.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [22]. Rouvière, Henry. *Anatomía humana: Descriptiva, topográfica y funcional*, (2005), pp. 295-305.
- [23]. Pronación y supinación
<http://www.fuerzaycontrol.com/fotos/pronacion%20supinacion%20copia.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [24]. Abducción y flexión
<http://medicosenformacion4.tripod.com/Fig.7.6.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [25]. Puyuelo, Miguel. *Casos clínicos en Logopedia 2*, (1999), pp. 256.
- [26]. Flexión y extensión de los dedos
<http://i42.photobucket.com/albums/e327/ventasvickay/ANUNCIO-GUITARRA/imagen7.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [27]. Abducción de los dedos
<http://www.estrucplan.com.ar/producciones/imagenes/ergonomia10/image037.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [28]. Aducción de los dedos
<http://www.estrucplan.com.ar/producciones/imagenes/ergonomia10/image038.jpg>
 Consultado: 23/11/08
- [29]. Oposición del pulgar
<http://majo.blogia.com/upload/manos.gif>
 Consultado: 23/11/08

- [30]. Discapacidades y ayudas técnicas
<http://www.cettico.fi.upm.es/dpt/Documentos/1.2.pdf>
Consultado: 23/11/08
- [31]. Alcántara Zapata, José Daniel. Prototipo de estimulación eléctrica para el tratamiento neurológico de un modelo animal en coma (2008)
- [32]. Lima, Jader A. de. A low-cost neurostimulator with accurate pulsed-current control. *IEEE transactions on biomedical engineering* -- Vol. 49, no. 5 (2002), pp. 497-500.
- [33]. Webster, John G. "Electrical Safety" en *Medical instrumentation: application and design*, 3rd ed. (1998), pp. 624-626.
- [34]. Webster, John G. "Biopotential Electrodes" en *Medical instrumentation: application and design*, 3rd ed. (1998), pp. 222-225.
- [35]. Quarnstrom, Fred. Electronic dental anesthesia. *Anesthesia progress* -- Vol. 39, no. 4-5 (1992), pp. 162-177.
- [36]. R. Marcacuzco, "Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales de Sensores y Actuadores para el Control de un Simulador de Marcha de Tipo Plataforma Stewart-Gough Aplicado en Rehabilitación Motora en Miembros Inferiores", no publicado.
- [37]. Forneiro, Y. et al, Estimulador eléctrico terapéutico (2003) [en línea].
http://www.memsoebio.sld.cu/habana2003/Articles/T_0054.pdf
Consultado: 26/07/08
- [38]. Electroestimulador Muscular y analgésico de dos canales [en línea]
<http://www.efisioterapia.net>
Consultado: 20/07/08
- [39]. Usando el Puerto Paralelo de una PC
http://www.profesormolina.com.ar/tecnologia/control_pc/paralelo.htm
Consultado: 22/06/08
- [40]. Electrotherapy Accesories
<http://www.medicalquip.com/images/pdf/Electrodes.pdf>
Consultado: 22/06/08
- [41]. Dura-Stick II Electrotherapy Electrodes - 2" x 2" Square:40 per Case
http://www.isokineticsinc.com/product/cg_42041
Consultado: 22/06/08
- [42]. Carrasco Hurtado, Cirilo. Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea: TENS. Teoría y práctica más allá de la analgesia. 1era edición (2007).

- [43]. National Instruments- Virtual Instruments Application Paper Contest, Biotechnology/Life Science Category Finalist- 2003. (Perumal R, Binder-Macleod SA, Wexler AS: Novel Software for Functional Electrical Stimulation Incorporating Feedback).
- [44]. <http://sine.ni.com/cs/app/doc/p/id/cs-456>
- [45]. Matthew C. Hoch, Effect of Functional Fatigue on the Soleus Hoffmann Reflex in Subjects with Functional Ankle Instability, Tesis de Maestría, faculty of the College of Health and Human Services of Ohio University, 2008.

