

124-12



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY**



**TECNOLOGICO
DE MONTERREY**

Biblioteca
Campus Ciudad de México

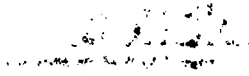
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

TESLS
RM889
J55
2010
9:2

CV

612956763



Ingeniería Biomédica

**Electroterapia Interferencial
Analgésica para Órtesis Cervical**

Proyecto Integrador

Agradecimientos

A todos los confiaron en nosotros durante la realización de este proyecto.

Por su apoyo a: nuestros padres y amigos,

Mtro. Luis Arturo Montesinos Silva,

Terapeuta Física. Yolanda Rocha,

Dr. Rogelio Bustamante Bello,

MCI.ICHF. Ing. Juan Ríos.

Contenido

Introducción.....	3
1. Plan de Proyecto.....	5
1.1.Planteamiento del Problema.....	7
1.2.Descripción de la solución.....	7
1.3.Objetivo General del Proyecto.....	7
1.4.Objetivos Particulares.....	7
1.5.Justificación de la oportunidad.....	7
Conclusiones con base en el análisis de la industria.....	8
1.6.Tendencias del Mercado.....	8
1.7.Beneficiarios.....	8
1.8.Barreras de entrada.....	8
1.9.Estado del Arte.....	9
2. Anatomía y Patología Cervical.....	11
2.1.Anatomía cervical.....	13
Columna cervical.....	13
Músculos cervicales.....	13
2.2.Lesiones al tejido blando cervical.....	14
Estenosis cervical.....	15
Lesiones asociadas al efecto de aceleración desaceleración (latigazo).....	15
Radiculopatía Cervical.....	15
Mielopatía Cervical.....	16
Fibromialgia.....	16
2.3.Proceso de recuperación.....	16
Etapa aguda.....	16
Etapa subaguda.....	17
2.4.Epidemiología.....	17
3. Electroestimulación.....	19
3.1.Historia de la electroterapia.....	21
3.2.Bases electrofisiológicas.....	21
3.3.Efectos de la corriente en el cuerpo humano.....	22
3.4.Electroterapia y recuperación temprana del tejido dañado.....	23
3.5.Tipos de electroterapia.....	23
3.6.Corrientes Interferenciales.....	24
Efectos de las corrientes interferenciales.....	25
Barrido de frecuencias.....	25
Modos de aplicación de corrientes interferenciales.....	26
4. Teoría de operación del dispositivo.....	27
4.1.Osciladores.....	29

4.2. Sistemas de Retroalimentación Positiva	29
4.3. Criterio de Barkhausen	29
4.4. Oscilador de Puente de Wien.....	30
4.5. Modulación	31
Modulación en amplitud	32
Modulación de ángulo	34
5. Descripción del dispositivo	37
5.1. Diseño físico.....	39
Parte superior de la banda	39
Parte inferior de la banda	39
Distribución de los electrodos en la banda de electroestimulación	39
5.2. Bioinstrumentación.....	41
5.3. Diagrama de Bloques	42
5.4. Diseño de la Instrumentación	42
Obtención de la Señal Portadora y Moduladora. Osciladores de Puente de Wien	42
5.5. Modulación AM:	43
6. Resultados	45
6.1. Circuito de Pruebas.....	47
6.2. Resultados preeliminares	48
6.3. Comparación de señales de salida.....	49
Conclusiones	51
Trabajo a Futuro	53
ANEXO A: Análisis de la industria de dispositivos y suministros médicos	55
Análisis del crecimiento de la industria	55
ANEXO B: Diagramas de patentes	57
ANEXO C: Productos sustitutos y competidores.....	59
ANEXO D: Diagramas electrónicos del electroestimulador diseñado	61
ANEXO E: Simulación del electroestimulador en MatLab.....	63
ANEXO F: Glosario.....	70
Referencias.....	73

Introducción

Las lesiones cervicales causan dolor e inflamación, y muchas veces es necesaria la inmovilización temporal. El uso de órtesis cervicales además de ser incómodo, provoca contracturas principalmente en los músculos posteriores. Una opción de tratamiento analgésico y antiinflamatorio son las corrientes interferenciales, que junto con el collarín pretenden disminuir el tiempo de inmovilización, el dolor y la inflamación.

El origen de las lesiones cervicales padecimientos puede ser distinto de un caso a otro. Entre las causas principales figuran: los accidentes automovilísticos y deportivos, las enfermedades crónicas de tejido blando y las tensiones emocionales. El uso de una órtesis para inmovilizar la zona puede provocar contracturas en el paciente, principalmente en los músculos posteriores. Una opción de tratamiento analgésico, antiinflamatorio y regenerativo es la aplicación de una terapia eléctrica basada en corrientes interferenciales.

La investigación epidemiológica se centra en el esguince cervical, cuya causa principal implica el mecanismo de latigazo asociado a accidentes automovilísticos. Según la Secretaría de Comunicaciones y Transportes, las lesiones derivadas de choques van en aumento, en 2004, de cada 100 choques, 96 resultó en lesión.

En este escrito se describe la solución y resultados una propuesta a la problemática. Esta solución consiste en el diseño y desarrollo de un sistema de analgesia portátil. Este dispositivo se compone de una banda de electrodos y la instrumentación del sistema de electroestimulación. En el presente se expone el marco teórico de las bases médicas y electrónicas que sustentan la implementación del dispositivo diseñado.

1. Plan de Proyecto

1.1. Planteamiento del Problema

El dolor y la inflamación son las principales, y más conspicuas, consecuencias de los padecimientos cervicales e impiden al paciente realizar sus actividades normales. La etiología de las lesiones en el cuello es variada y el grado de las mismas depende de muchos factores. Los accidentes automovilísticos y deportivos, las enfermedades crónicas de tejido blando y las tensiones emocionales, figuran entre las causas de dichos padecimientos.

1.2. Descripción de la solución

La solución propuesta es un equipo portátil, y adaptable al collarín, que proporcione analgesia a los tejidos blandos de la zona cervical; con el fin de mitigar los problemas de dolor y edema utilizando el principio de las corrientes interferenciales.

1.3. Objetivo General del Proyecto

Diseñar un sistema de analgesia y desinflamación portátil para pacientes con lesiones cervicales que requieren inmovilización.

1.4. Objetivos Particulares

- Estudiar la anatomía cervical
- Identificar las estructuras involucradas y los músculos afectados en las lesiones cervicales.
- Conocer las principales patologías que, como tratamiento, requieren inmovilización y representan una fuente de dolor e inflamación.
- Determinar los mecanismos fisiológicos de analgesia y desinflamación.
- Describir los principales tratamientos de analgesia y desinflamación.
- Determinar los efectos del electroestimulación en el cuerpo.
- Diseñar un dispositivo ergonómico portátil que responda a las necesidades de analgesia y desinflamación en la zona cervical.
- Diseñar un circuito electroestimulador de corrientes interferenciales.

1.5. Justificación de la oportunidad

El desarrollo de este proyecto representa la oportunidad de entrar en un mercado creciente. De acuerdo a los datos del Observatorio Estratégico-Tecnológico, las megatendencias sociales en cuanto a salud y tecnología, incluyen la medicina y tecnología para el deporte tal como se muestra en la

Diagnóstico de enfermedades genéticas
Dietas personalizadas
Medicina y tecnología para el deporte

Efectos degenerativos del envejecimiento
Calidad de vida
Investigación o análisis en materiales

Industria¹

El equipo a desarrollar, se relaciona con la industria de dispositivos y suministros médicos. Formar parte de una industria en crecimiento, nos permite concluir que el proyecto es viable y con amplias posibilidades de comercialización y venta. La amplia participación de la industria en el mercado y la inversión creciente de empresas para la misma, sustentan esta disolución.

1.6. Tendencias del Mercado

La tendencia de los aparatos ortopédicos se enfoca en la creación de dispositivos a escala, en los sistemas microelectromecánicos (MEMS), en la nanotecnología y en la sustitución de equipos convencionales por portátiles para seguir la tendencia *Home Care*.

1.7. Beneficiarios

El electroestimulador interferencial para órtesis cervical está destinado a personas entre 18 y 50 años que padecen lesiones en el tejido blando del cuello y, que en consecuencia, requieran de inmovilización y terapia analgésica y desinflamatoria.

1.8. Barreras de entrada

Analizar las barreras de entrada es necesario para identificar las oportunidades y amenazas. Se consideran cinco rubros principales:

- *Economías de escala*: los aparatos ortopédicos tienen una amplia participación en el mercado, además, existen muchas industrias manufactureras dedicadas a estos dispositivos, por lo que la producción puede ser amplia y los precios reducidos.
- *Valor económico*: el producto podría generar un valor económico porque es patentable.
- *Ventaja absoluta del costo*: el producto es sustituible, por lo tanto no representa esta ventaja.
- *Curva de aprendizaje*: la principal barrera es la renuencia a la utilización del dispositivo. La mejor manera de combatir la obsolescencia prematura es el posicionamiento temprano.
- *Políticas gubernamentales*: La certificación de dispositivos en México requiere del cumplimiento de los estándares mínimos establecidos por la COFEPRIS, así como de otros factores correspondientes a estas políticas como la elaboración de pruebas clínicas confiables.

¹ El análisis de la industria de dispositivos y suministros médico se encuentra en el Anexo A de este documento.

1.9. Estado del Arte

Se han registrado patentes de dispositivos (ver Anexo B) que proveen analgesia cervical, por ejemplo:

1. *Dispositivos terapéuticos de refrigeración*: incluyen un sistema de enfriamiento con fines analgésicos, un elemento almacenador y un sistema de retiro dentro del diseño cervical y craneal.
2. *Abrazadera multifuncional para cuello*: permite la movilidad de la región cervical con un rango ajustable y cuantificable rotatorio, conservando el apoyo. Provee una terapia de descompresión para reducir el dolor.
3. *Collar cervical ajustable*: cuenta con zonas especiales de ajuste a comodidad, tanto en sentido horizontal como vertical para determinar la altura deseable confortable.
4. *Dispositivo de terapia electromagnética*: tiene un sistema transductor que provee estimulación electromagnética por medio de un diseño triangular que se adapta a hombros o cuello.

Además, existen patentes de collares cervicales que únicamente proveen soporte e inmovilización. En el Anexo C, se muestran algunos productos sustitutos y competidores del dispositivo propuesto.

2. Anatomía y Patología Cervical

2.1. Anatomía cervical

El cuello es la región anatómica comprendida entre las primeras siete vértebras de la columna. La forma de esta estructura es parecida a la de un cilindro, la base del cuello es más ancha que la parte superior –donde se conecta con la base del cráneo. La longitud del cuello está determinada por la superposición de las vértebras cervicales, mientras que el grosor está determinado por el desarrollo de las masas musculares y los depósitos del tejido celular graso que en él se encuentran (esguincecervical.com, 2008).

En el cuello se encuentran una gran cantidad de estructuras importantes, entre las que podemos mencionar: columna vertebral, médula espinal, músculos, extensiones de los nervios craneales, arterias, venas, ganglios linfáticos, la laringe, faringe y la tráquea. Todas estas estructuras forman parte de sistemas fisiológicos diversos. Es una zona muy importante, pues sus lesiones pueden ocasionar graves daños motrices, respiratorios, vasculares e incluso la muerte. Debido al enfoque del trabajo, se hará énfasis en sus estructuras músculo-esqueléticas del.

Columna cervical

Es la sección de la columna vertebral que va desde la primera vértebra, superior, hasta la séptima (Figura 2.1). La nomenclatura más común se compone de la letra C, de cervical, y un número que va del 1 al 7. Las más notables son:

- C1 o atlas, se conecta a la base del cráneo
- C2 o axis, es el eje de rotación
- C7 o prominente, tiene una apófisis sobresaliente

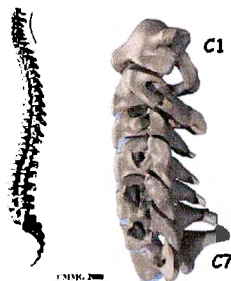


Figura 2.1: Columna Cervical (MMG,2000)

Músculos cervicales

Los músculos del cuello (Figura 2.2) se pueden dividir en dos grandes grupos, por su ubicación y función:

- **Músculos anteriores o flexores:**
 - Escalenos
 - Esternocleidomastoideos
 - Músculos prevertebrales (largo del cuello, recto anterior mayor, recto anterior menor y recto lateral)
- **Músculos posteriores o extensores**
 - Grupo vertebral posterior profundo (intertransversos, interespinosos, rotadores, multífidos, etc.)
 - Grupo semiespinoso (complejo mayor)
 - Grupo de erectores vertebrales (transverso del cuello, iliocostal cervical, espinoso cervical, etc.)

- Grupo suboccipital (recto dorsal menor de la cabeza y recto dorsal mayor de la cabeza, etc.)

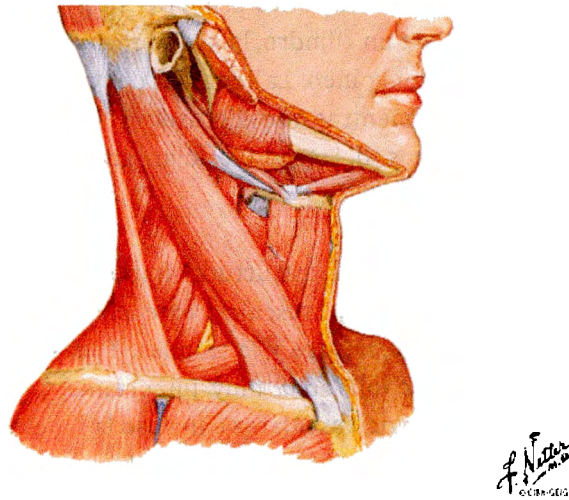


Figura 2.2: Musculatura Cervical (Netter, 1999)

2.2. Lesiones al tejido blando cervical

Las lesiones del tejido blando cervical van desde torceduras simples, hasta fracturas de ligamentos. El principal mecanismo fisiopatológico consiste en la hiperextensión aguda de la columna cervical por aceleración brusca (causado por un choque posterior), seguida de una hiperflexión por rebote (López, 2008).

El tejido conectivo está formado por fibras de colágeno, reticulina y elastina que se localizan en medio de la sustancia fundamental. Este tejido se encuentra en las fascias del músculo y el tejido subcutáneo, su función es permitir la flexibilidad necesaria para el movimiento.

La inmovilización post-traumática facilita la condensación del tejido conectivo laxo en denso, creando un obstáculo mecánico para el movimiento; por esto, debe darse importancia a las movilizaciones tempranas después de una lesión en tejido blando (Salinas, 2008). Durante la reparación, el colágeno hidrosoluble recién formado madura y se vuelve insoluble.

Se ha observado que después de suturar un tendón se forma un coágulo de fibrina y, al tercer día, se acumulan fibroblastos. A partir del día 4 se visualizan los depósitos de elastina y fibrina, que inicialmente se encuentran de manera irregular, pero gracias al estímulo generado por la tensión muscular se disponen de manera paralela a la línea de fuerza del tendón. Cinco días después, se forman adherencias de colágena entre el tendón suturado y los tejidos vecinos. Es recomendable realizar movimientos suaves y pasivos desde el primer día, para evitar la formación de cicatrices abultadas.

En la sustancia fundamental, la inmovilización disminuye el contenido de proteoglicanos y agua, promoviendo la fricción y formación de puentes cruzados entre fibras de colágeno que interfieren con el movimiento normal. La movilización temprana favorece la síntesis de proteoglicanos e inhibe la formación de puentes entre las fibras del tejido conectivo (Salinas, 2008).

A continuación, se describen algunas patologías comunes del tejido blando cervical que, en ocasiones, requieren de inmovilización por medio de alguna órtesis o collarín.

La estenosis cervical es un desorden congénito o adquirido; en el primer caso, los pedículos de las vértebras son más pequeños de lo normal; en el segundo, la disminución del canal medular se debe a ligamentos hipertróficos o a discos intervertebrales degenerativos con protuberancias anormales hacia el canal. Los síntomas dependen de las estructuras anatómicas comprometidas. Los pacientes con degeneración del disco intervertebral presentan dolor en el cuello; aquellos con estenosis del canal, parestesias, falta de sensibilidad, dolor y debilidad en el brazo.

El tratamiento recomendado es el descanso –no mayor a dos o tres días- y el uso de collarín blando en caso de dolor cervical persistente, además, se prescriben desinflamatorios, relajantes musculares y estimulación eléctrica

Este padecimiento hace referencia a lesiones del tejido blando del cuello, como: músculos, tendones y ligamentos. La causa más común de éstas son los impactos automovilísticos de baja velocidad. El mecanismo de la lesión es complejo. La velocidad del cuello es de dos a dos y media veces más grande que la del carro durante la colisión. El latigazo se puede dividir en dos movimientos patológicos, una hiperextensión de la parte posterior del cuello y una hipercontracción de las estructuras anteriores (Frontera & Silver, 2001).

Los síntomas de este padecimiento son: rigidez de la columna vertebral, dolor de cabeza, pérdida de la memoria, dolor en el cuello y hombros, falta de sensibilidad, mareos, dificultad para dormir, fatiga y disminución del movimiento en el cuello, entre otros.

Los estudios indicados para diagnosticar lesiones del tejido blando son: los rayos X, la resonancia magnética nuclear, la tomografía computarizada y el electrodiagnóstico.

El proceso de recuperación va desde 4 a 6 semanas hasta 6 a 12 meses, dependiendo del cuidado del paciente. El tratamiento incluye un descanso las primeras 24 a 72 horas después del trauma y la inmovilización. Además, se prescriben relajantes musculares, analgésicos, etc.

Las inmovilizaciones prolongadas pueden tener efectos secundarios indeseables, uno de ellos son las contracturas musculares. Se ha demostrado que la movilización temprana es un factor clave para la recuperación total. Se recomienda el uso de ultrasonido y electroestimulación para controlar el dolor. Frontera y Silver recomiendan fortalecer los músculos débiles, como los estabilizadores de la escápula, antes de que otros se contracturen. Entre los músculos que padecen este efecto fácilmente, encontramos: trapecio, esternocleidomastoideo, escalenos, dorsal ancho, pectorales y esplénico.

Los signos y síntomas de esta enfermedad se relacionan con una disfunción de las raíces nerviosas cervicales. Las causas más comunes son: compresión de una raíz nerviosa por herniación de disco y

espondilosis cervical. La raíz nerviosa comúnmente afectada es C7, seguida de C6, C8 y C5. Los síntomas más frecuentes son: dolor radiante –en la extremidad superior-, dolor referido –en el hombro, área escapular, suboccipital y pecho-, falta de sensibilidad, parestesias y dolor al mover el cuello.

El tratamiento incluye el control del dolor e inflamación. A muchos pacientes se les prescribe el uso de collarines blandos por periodos cortos debido, pues las inmovilizaciones prolongadas implican el riesgo de contractura muscular.

Este padecimiento afecta la médula espinal y es común en pacientes de edad avanzada. Las lesiones se deben a cambios degenerativos en la columna vertebral seguidas de isquemias, en algunos casos el proceso es indoloro y en otros se presenta una parálisis gradual. La afección a una caminata normal y disfuncionalidad de los brazos, son consecuencias de la mielopatía cervical.

En edades avanzadas la estabilidad de la columna disminuye debido a cambios degenerativos en los discos intervertebrales, ligamentos y estructuras óseas. Los síntomas más comunes son desequilibrio al caminar, vértigo, debilidad en las manos y dolor de cuello. Algunos métodos de diagnóstico son:

- *Estudios dinámicos:* se evalúa la estabilidad intervertebral en los movimientos
- *Resonancia magnética nuclear:* con este tipo de imágenes médicas se puede ver la médula espinal, generalmente se observan columnas parecidas a embutidos

El tratamiento depende de las condiciones del paciente. La cirugía, se practica en pacientes estables. En personas de edad avanzada, se restringen los movimientos que requieren hiperextensión del cuello. En ciertos casos se recomienda utilizar órtesis cervicales (Frontera & Silver, 2001).

Figura 3.3

Esta condición implica dolor en los músculos y afecta el tejido conectivo. Tiene como consecuencias la fatiga e hipersensibilidad del tejido. Se presenta principalmente en el cuello, la espalda, los hombros y la cadera. La etiología de ésta se desconoce, sin embargo, puede asociarse a tensión emocional, mala postura y problemas de la vida cotidiana.

2.3. Proceso de recuperación

La recuperación de los tejidos blandos después de haber sufrido un trauma ha sido dividida en dos etapas, aguda y subaguda (Malanga y Jason, 2005).

Dura entre cuatro y seis días. En esta etapa se inmoviliza el tejido blando. La sensación predominante es un dolor casi insoportable, además, se presentan otros síntomas como la inflamación, el enrojecimiento del área traumatizada, el incremento de la temperatura y el decremento de rangos de movimiento. En este periodo, el tratamiento se enfoca al control del dolor y la inflamación. Se prescribe la aplicación de hielo, antiinflamatorios no esteroideos, relajantes musculares, etc. Algunas terapias incluyen la estimulación eléctrica y el ultrasonido.

A pesar de que se recomienda iniciar ejercicios aeróbicos de bajo nivel, al disminuir la inflamación y el dolor, para promover la recuperación de la estructura dañada; no deben realizarse ejercicios con alto rango de movimiento, de contracción, ni de resistencia.

Es una fase larga y de restauración. Entre los días 14 y 21, los tejidos blandos comienzan a repararse activamente. Los efectos generados por la inflamación como la vasodilatación y el edema, desaparecen casi por completo. Los residuos de tejido conectivo, como colágena y fibrina, se reabsorben. La rehabilitación se enfoca a evitar daños subsecuentes, al restablecimiento del movimiento y de la fuerza musculares. La terapia inicia con técnicas pasivas (movimientos del paciente) y termina en las activas (movimientos provocados por el terapeuta). Se recomiendan los movimientos isométricos, en general: los cervicotorácicos, los escapulotorácicos y los escapulohumerales. Se realizan tracciones cervicales mecánicas en los pacientes que presentan dolor, esta técnica deberá realizarse durante 20 minutos con un peso de 20 a 30 libras y un ángulo de flexión cervical entre 10° y 20° (Salinas, 2008).

2.4. Epidemiología

Los accidentes de tráfico son la causa principal de esguinces cervicales, por lo tanto, la investigación epidemiológica se centró en ellos. Sin embargo, no se debe perder de vista la relación innegable entre las lesiones cervicales, especialmente el esguince cervical, y los deportes variados como: la gimnasia artística y rítmica, el judo y otros deportes de lucha, el esquí, y los deportes de motor (Lawson, 1994).

En un estudio realizado en Valencia, España, el 98% de los lesionados en accidentes de tráfico tenían como diagnóstico único o asociado, el esguince cervical, el 57.52% de los sujetos eran mujeres. El rango de edades más común se localizó entre 21 y 40 años (58%), siendo los conductores de autobús (54.7%) quienes reciben golpes posteriores con mayor frecuencia (Sellart, 2003).

Los accidentes automovilísticos que resultan en lesiones cervicales asociadas al mecanismo del latigazo, representan una de las principales causas de esguinces. En EUA, la incidencia aproximada es de 1 millón de casos por año (Chen y King, 2009). En 2003, en México, el número de accidentes de tránsito, en el cual una o más personas resultaron con lesiones sin consecuencia de muerte, fue de 94,825. En 2004, acontecieron 88,047 accidentes tan sólo en zonas urbanas y suburbanas (INEGI, 2005).

Según la Secretaría de Comunicaciones y Transportes, en accidentes en carreteras de jurisdicción federal, el número de lesionados por cada 100 accidentes va en aumento. La tabla 2 muestra la evolución de estas cifras en catorce años.

1990	2003	2004
56	95	96

3. Electroestimulación

3.1. Historia de la electroterapia

Alrededor del año 600 A.C., Tales de Mileto observó la propiedad del ámbar (llamado elektron) de atraer objetos, como hilos o plumas, cuando éste se frotaba sobre la piel. También Aristóteles conocía este fenómeno e incluso llegó a utilizar la electroestimulación para curar un ataque de gota. En el siglo XVII, Otto Von Guericke y otros físicos iniciaron los trabajos formales en el ámbito de la electroterapia. En el siglo XVIII, Luigi Galvani investigó las corrientes nerviosas por primera vez y observó cómo el paso de la electricidad por la pierna de una rana muerta hacía que los músculos de ésta se movieran. Este hecho confirmó la existencia de electricidad animal. (Hernández, 2008).

El uso de la electricidad con fines terapéuticos se desarrolló ampliamente en el siglo XIX. En 1833, Duchenne de Boulogne diseñó electrodos transcutáneos y el método de localización de puntos motores. Sus aportaciones se concentran en su obra *Electrofisiología de los movimientos* y con ellas se ganó el título de *padre de la electroterapia* (Martínez, 2006).

A mediados del siglo XIX, Carlo Matteucci, sucesor de Galvani, determinó que los organismos vivos producen corrientes eléctricas pequeñas y, por tanto, un campo magnético. A partir de este descubrimiento, se realizaron muchos esfuerzos para comprender cómo se producían dichas señales para poder detectarlas y medirlas. Hermann Von Helmholtz se interesó en la propagación de los impulsos a lo largo de los nervios, es decir, en la biofísica de los potenciales celulares. En 1853, Matteucci publicó un documento en el que describe algunos problemas de la conducción, la relación entre el movimiento muscular y las células nerviosas; hasta entonces, la actividad eléctrica fue comprendida (Herrera, 2005).

El siglo pasado se generaron varios avances en las técnicas de diagnóstico y tratamiento basadas en la función del cuerpo a nivel molecular, muchos han llamado a ese "El siglo bioeléctrico" (Geselowitz, 1985). En los últimos años, los ingenieros biomédicos, mediadores de la ingeniería y la medicina, se han interesado en el diseño de nuevos dispositivos de diagnóstico y tratamiento, sensores, prótesis, en la simulación de procesos fisiológicos con modelos matemáticos, circuitos bioeléctricos, etc.

3.2. Bases electrofisiológicas

Los tejidos vivos poseen la capacidad de reaccionar frente a cambios del medio o de energía. Los estímulos –mecánicos, térmicos, químicos, eléctricos o luminosos-, son percibidos por los órganos sensoriales y enviados al cerebro a través de las conexiones del tejido nervioso y, en algunos casos, respondidos por las fibras musculares que son excitables.

La unidad motora está formada por: una motoneurona, axón, unión neuromuscular y fibras musculares. También se conoce como sistema nervio-músculo y actúa como una reacción en cadena: la célula nerviosa transmite el impulso eléctrico y el músculo reacciona originando energía mecánica al contraerse; químicamente esto se traduce en un cambio de concentración iónica en las células, la salida del potasio y la entrada del sodio al citoplasma (Castillo, 2010).

Los nervios periféricos se conforman de haces con distintas fibras sensoriales y motoras que inervan la piel, el músculo y las vísceras. En las células nerviosas, el cambio de concentraciones

iónicas desata un potencial de acción. El tiempo en el cual la membrana se recupera o repolariza, antes de poder tener otro potencial de acción, se llama periodo refractario.

La sensación de dolor viaja de los órganos sensoriales a las células de la medula espinal, los nervios encargados de la transmisión del impulso a los centros de conciencia en el cerebro, se conocen como fibras de tipo C; éstas poseen un diámetro reducido. Cuando se excitan fibras de diámetro mayor, como las superficiales –tipo I o A- que inervan receptores cutáneos, la transmisión sináptica entre las fibras de diámetro reducido y las células de transmisión se inhibe promoviendo la nula percepción del dolor. La estimulación de fibras tipo A y la liberación de sustancias llamadas encefalinas –un ejemplo de péptidos opiáceos endógenos en el cuerno dorsal de la médula espinal, producen efectos analgésicos.

En la electroestimulación es muy importante considerar los siguientes factores:

- *El periodo refractario de los nervios:* debido a este fenómeno, es preciso realizar una pausa lo suficientemente amplia entre los estímulos para dar lugar a la repolarización de la membrana.
- *Excitación de fibras superficiales:* en la contracción normal, se excitan primero las fibras tipo II, con la electroestimulación, se reclutan primero las fibras tipo I (superficiales) y sólo se reclutan las tipo II a partir de cierta intensidad.
- *Excitación sincrónica:* fisiológicamente las motoneuronas se excitan de forma asincrónica, pero con electroestimulación lo hacen de manera sincrónica y continua, este hecho favorece la fatiga.

3.3. Efectos de la corriente en el cuerpo humano

La electroestimulación es una técnica curativa utilizada desde tiempos remotos con fines terapéuticos y paliativos. Hoy en día existen diferentes tipos de electroestimulación que se clasifican de acuerdo a su objetivo, por ejemplo, la electroestimulación motora o la electroestimulación transcutánea. A continuación se mencionan los efectos principales de la estimulación eléctrica, sus beneficios y sus riesgos.

La estimulación eléctrica de las fibras nerviosas, siempre y cuando la intensidad y duración sean suficientes para producir una despolarización, provoca contracción muscular. Una vez que el estímulo alcanza el umbral de despolarización, el aumento de la intensidad no altera la calidad de la contracción. Cuando la frecuencia de estimulación es mayor, el tiempo de repolarización disminuye, por lo tanto, se presentan más contracciones (Prentice, 2000).

Las contracciones inducidas por la corriente eléctrica favorecen la circulación, bombean los líquidos corporales en los vasos y conductos linfáticos en sentido contrario y promueven la desinflamación de la zona. En periodos de inmovilización es imperativo reeducar al músculo para que éste cuente con tono para proteger otros tejidos blandos, favorecer la movilidad y evitar secuelas posteriores.

La estimulación eléctrica con fines analgésicos busca la excitación de fibras superficiales para inhibir la actividad de las fibras tipo C. Al estimular las fibras aferentes, tipo A, se liberan encefalinas a nivel local a partir de pequeñas interneuronas, se merma la transmisión sináptica al cerebro y de esta forma, evita la apreciación consciente del dolor (Prentice, 2000).

Cuando los electrodos se colocan en la piel, las fibras sensoriales se estimulan de forma preferente, el aumento de la intensidad o duración del estímulo, provocan la excitación de las fibras musculares. Si el incremento continúa, las fibras de diámetro reducido –fibras del dolor- se excitarán. La estimulación pulsada promueve la excitación de fibras superficiales. Con pulsos de duraciones en el orden de los microsegundos e intensidades en el orden de miliamperes, se pueden excitar fibras sensoriales de tipo A, sin estimular fibras de tipo C.

La estimulación óptima de fibras tipo A, provoca mayor alivio del dolor y se logra con pulsos de corta duración y aumentos de intensidad de forma gradual, justo hasta que el paciente perciba una sensación de cosquilleo. Existen teorías que establecen que las corrientes de baja frecuencia y alta intensidad estimulan el complejo molecular *hormona adenocorticotropa (ACTH)/lipotropina beta*. Este complejo promueve la liberación de corticoesteroides de las glándulas suprarrenales, principalmente betaendorfinas (Prentice, 2000).

3.4. Electroterapia y recuperación temprana del tejido dañado

La electroestimulación favorece la recuperación de los ligamentos provocando que estos se modifiquen y se alarguen. La estimulación eléctrica con fines de crecimiento, reparación y remodelación de tejidos es utilizada bajo las siguientes premisas (Cho M, 2002):

- La remodelación y sanación del tejido dependen del ambiente bioeléctrico de los tejidos dañados.
- El ambiente bioeléctrico puede ser manipulado con estímulos externos que faciliten la curación del tejido dañado de una manera más rápida.

Cho M (2002) demuestra que hay evidencia de que la actividad bioeléctrica del cuerpo se modifica durante el proceso de recuperación de tejidos lesionados. Los tejidos en recuperación generan campos eléctricos mayores a los del tejido normal (hasta 2 V/cm). En el artículo *A Review of Electrocoupling Mechanisms Mediating Facilitated Wound Healing*, el autor reitera que tan pronto el tejido se recupera el potencial eléctrico disminuye y regresa a la normalidad.

3.5. Tipos de electroterapia

Según los diferentes tipos de corrientes, suministradas con fines terapéuticos al cuerpo humano, las terapias de electroestimulación se pueden clasificar en:

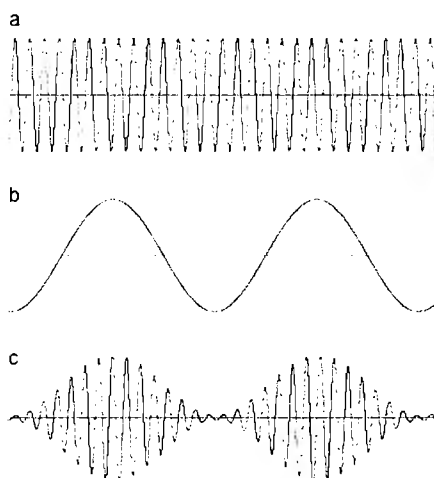
- *Corrientes galvánicas*: Corriente directa (DC), se utiliza para iontoforesis, tienen efecto trófico e hiperémico (aumento de irrigación sanguínea), pero peligrosas por el alto riesgo de daño químico al tejido donde se colocan los electrodos.
- *Corrientes de pulsos directos*: Corriente de intensidad variable monopolar, la forma de la onda puede ser rectangular, exponencial, senoidal, etc.
- *Microcorrientes*: corrientes de estimulación del orden de los microamperes, se enfocan a la estimulación celular y la regeneración de los tejidos.
- *Corrientes alternas*: Las corrientes alternas (CA) son más seguras y mejor toleradas por el paciente que las corrientes directas. El pulso básico de la onda puede ser triangular, rectangular, armónica senoidal, exponencial o combinada; puede ser simétrica, asimétrica o alternada. El componente en DC debe ser siempre cero para prevenir quemaduras de la piel,

además, de que esto implica menos estrés en la zona estimulada. Algunos tipos de corrientes alternas son:

- *Electroestimulación Nerviosa Transcutánea: TENS*, por sus siglas en inglés. Son corrientes de baja potencia para minimizar el riesgo de daños al tejido. Estas corrientes están pensadas para estimular fibras y células nerviosas. Se aplican principalmente para mitigar el dolor, y para electrogimnasia – estimulación de músculos denervados.
- *Corrientes rusas: CA* de alta frecuencia –2000 a 10,000 Hz-, se produce por una en una serie de alternancias que permiten utilizar una mayor intensidad de corriente. A medida en que aumenta la intensidad se produce una mayor contracción. Mejoran el tono muscular.
- *Corrientes diadinámicas*: se conocen como pulsos diadinámicos (DF). Pueden ser ondas de rectificación completa y frecuencias de 100 a 120 Hz, de media rectificación (MF) y frecuencias de 50 a 60 Hz, o pulsos combinados. Los pulsos de la corriente diadinámica se le aumentan con un componente DC de corriente galvánica.
- *Corrientes interferenciales*: consisten en la generación de una onda alterna senoidal modulada mediante la interferencia de dos ondas de distinta frecuencia y amplitud.

3.6. Corrientes Interferenciales

La electroterapia elegida para el desarrollo de este proyecto consiste en la aplicación de corrientes interferenciales (CI). Éstas fueron desarrolladas en 1959, por el DR Hans Nemeč en Viena. Su uso se difundió en los años setentas. Sus parámetros son muy variables y ampliamente ajustables en un equipo. Consisten en la generación de una onda senoidal modulada por medio de la interferencia de dos ondas; una de ellas se conoce como portadora (figura 3.1a) y tiene una frecuencia constante de 2000 a 5000 Hz; la otra, llamada moduladora (figura 3.1b), tiene una frecuencia menor y generalmente ajustable; la señal resultante se conoce como onda modulada en amplitud o AMF (figura 3.1c).



La onda modulada es similar a una senoidal, pero se deforma como consecuencia de la interferencia entre la señal portadora y moduladora. Su frecuencia es igual a la de la onda portadora. La profundidad de la modulación depende de la proporción entre la moduladora y la portadora. La interferencia, puede ocurrir en la profundidad de los tejidos o en un bloque modulador de la instrumentación.

Las corrientes interferenciales reducen la resistencia cutánea y permiten una penetración más profunda de la pulsación que otras formas de corriente. Este tipo de electroestimulación se usa principalmente para disminución del dolor, reducción del edema y relajación muscular. En la aplicación de corrientes interferenciales ocurren los siguientes fenómenos fisiológicos:

- **La teoría de la puerta del dolor:** desarrollada por Melzack y Wall en 1965. Esta teoría sugiere que los impulsos en nervios sensoriales gruesos, como las fibras A, inhiben las neuronas posteriores encontradas en el asta dorsal, responsables de los nervios aferentes nociceptivos. Este estímulo cierra la puerta a impulsos nociceptivos y por ende bloquea el dolor.
- **Incremento de la circulación:** las corrientes interferenciales mejoran la circulación de la sangre y reducen la hinchazón, pues movilizan químicos que estimulan terminales nerviosas nociceptivas. Las corrientes interferenciales promueven una contracción leve que favorece disminución del diámetro de los vasos sanguíneos.
- **Bloqueo fisiológico de la conducción nerviosa:** la estimulación de las fibras periféricas nociceptivas arriba de su frecuencia máxima de conducción causa la cesación de la propagación del potencial de acción, desatado por el aumento de la intensidad, hasta llegar al umbral de estimulación y la fatiga sináptica.

La aplicación de corrientes interferenciales se ampara en algunos efectos fisiológicos como la reducción de la impedancia de la piel, pues ésta es inversamente proporcional a la frecuencia de estimulación. Las ondas con frecuencias medias (aproximadamente a 4000Hz) promueven la disminución de la impedancia de la piel, hasta 40 Ω ; mientras que en frecuencias bajas (1-100Hz), la impedancia es aproximadamente de 32k Ω . Este fenómeno es fundamental para las corrientes interferenciales, pues con la frecuencia de la onda resultante el paciente no percibe una sensación dolorosa ni incomoda, la penetración es mayor, y es posible estimular tejidos más profundos.

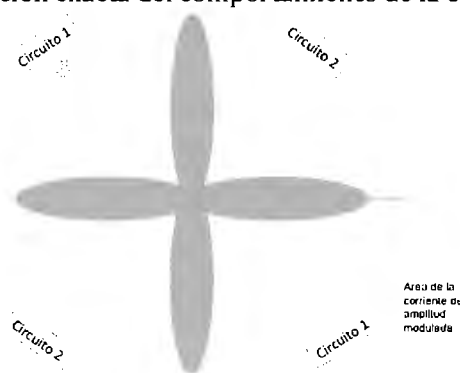
El tratamiento analgésico de las corrientes interferenciales se encuentra avalado por diversos estudios formales. Kwasuchi, después de un estudio clínico para tratamiento de dolor radicular causado por prolapso de disco con corrientes interferenciales, concluyó que en el 72% de los casos se cumplían los objetivos: analgesia y desinflamación. En Inglaterra, un estudio concluyó que las corrientes interferenciales son preferidas hasta en un 44% de los doctores y son utilizadas en el 90% de las veces en las que se busca aliviar dolor crónico o agudo (Reeves, 2005).

Algunos equipos de corrientes interferenciales poseen una función de barrido de frecuencias ajustable manual o automático, por ejemplo, se configuran para incrementar la frecuencia lentamente durante un periodo de 6 segundos o para cambiar la frecuencia de estimulación cada segundo. Algunos autores como Nikilova (1987), Savage (2004) y Low (2000), afirman que el

barrido evita la adaptación del tejido a un estímulo y permite estimular una amplia variedad de tejidos. Otros como Martin (1995) y Palmer (2004), refutan esta teoría. Un estudio sin publicación reveló que el 96% de los doctores prefieren la opción de aumentar y disminuir lentamente la frecuencia durante un periodo de 6 segundos.

Las corrientes interferenciales se aplican mediante un arreglo de electrodos, que puede ser de cuatro (método cuadripolar) o de dos (método bipolar o de premodulación). En ambos casos, los electrodos deben colocarse en un dermatoma o nervio periférico de la zona dolorida.

En el método cuadripolar (figura 3.2), las corrientes se interfieren en los tejidos y la onda resultante de amplitud modulada se expresa en el centro del área circunscrita por el arreglo de los electrodos y por debajo de ellos. El patrón de la onda se encuentra en un medio heterogéneo, por lo tanto, no es posible establecer una predicción exacta del comportamiento de la onda.



En el modo bipolar, las ondas chocan antes de atravesar la piel. La corriente se distribuye como en la estimulación eléctrica convencional (Savage 1984). Algunos estudios afirman que la efectividad del modo bipolar se reduce en comparación con el modo cuadripolar, sin embargo, la aplicación de una onda bipolar asegura una modulación al 100% (Low y Reed, 2000).

Cabe mencionar que no existen estudios concluyentes que determinen la efectividad de una u otra onda, pero si sobre los efectos alcanzados, por ejemplo: la profundidad de la onda en el modo cuadripolar es mayor que en el bipolar.

Los electrodos utilizados en este tipo de electroterapia son:

- *Electrodos de guante:* se recomiendan cuando sea necesario cambiar el curso de la corriente en el tratamiento.
- *Electrodos de cuatro polos incorporados:* constan de 4 pequeños electrodos incorporados en una almohadilla apropiada, comúnmente utilizados en dolores superficiales y tratamiento faciales.
- *Electrodos con ventosa:* tienen un mecanismo de vacío parcial, se usan para la aplicación de la corriente en segmentos corporales donde es difícil colocar los electrodos convencionales.

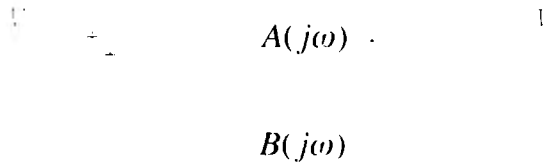
4. Teoría de operación del dispositivo

4.1. Osciladores

Un circuito oscilador es aquel que convierte la potencia suministrada por fuentes de tensión continua en potencia de corriente alterna o CA. Los factores más importantes a considerar en el diseño de estos circuitos son: la frecuencia, la forma de onda, el rendimiento de la conversión y la estabilidad de la frecuencia (Brophy, 1979). Los osciladores pueden reducirse a tres elementos fundamentales: un bloque amplificador, una red de retroalimentación y una fuente de alimentación de corriente continua o CC (Laster, 1985).

4.2. Sistemas de Retroalimentación Positiva

La oscilación consiste en obtener una señal periódica de salida sin una señal alterna de entrada, esto se logra con un sistema de retroalimentación positiva (Figura 4.1) compuesto por un bloque amplificador $A(j\omega)$ retroalimentado por un circuito pasivo $B(j\omega)$ no inversor. La salida de un oscilador puede ser senoidal, cuadrada o triangular, dependiendo de su configuración.



4.3. Criterio de Barkhausen

Si la ganancia en un sistema como el de la figura anterior está dada por la siguiente ecuación:

$$A'(j\omega) = \frac{A(j\omega)}{1 - A(j\omega)B(j\omega)} \quad (\text{Ec. 4-1})$$

El sistema oscilará si la ganancia tiende a infinito; sólo así existe una señal de salida aún cuando la de entrada es nula (Figura 4.2).

$$A(j\omega) =$$

$$B(j\omega) =$$

Si la ganancia es menor a uno, el circuito no oscila; si es mayor a uno, el circuito oscila con amplitud creciente. Por lo tanto, para tener una oscilación con amplitud estacionaria debe asegurarse:

$$A(j\omega)B(j\omega) = 1 \quad (\text{Ec. 4-2})$$

La ecuación anterior (Ec. 4-2), se conoce como el *criterio de Barkhausen*, las condiciones para que se cumpla son:

- El cambio de fase en el lazo de retroalimentación debe ser 0° o 360°

- La ganancia de lazo abierto debe ser unitaria. La ganancia del bloque amplificador debe ser lo suficientemente grande para asegurar que $A(j\omega)B(j\omega) = 1$

El oscilador requiere que la ganancia alrededor del lazo sea mayor a uno para comenzar la oscilación y alcanzar un nivel deseado, posteriormente, ésta debe reducirse a una para que el nivel deseado se mantenga. En condiciones reales, no es necesario aplicar una señal inicial para comenzar la oscilación, pues los transitorios al aplicar tensiones de alimentación son suficientes para provocar que la ganancia del lazo sea mayor a uno mientras se establece el nivel de tensión. La amplitud de la señal de retroalimentación depende de la ganancia del amplificador, por lo tanto, mientras más grande sea esta última, menor será el tiempo en que se alcance el estado estacionario. Sin embargo, las fallas de linealidad son comunes en amplitudes mayores (Brophy, 1979).

4.4. Oscilador de Puente de Wien

El oscilador de puente de Wien (Figura 4.3) es uno de los circuitos más simples en esta categoría y se utiliza en varios instrumentos *generadores de señales*. Se obtiene una señal senoidal a la salida (Figura 4.4) y, dependiendo del valor de los componentes, puede variar dentro de un amplio rango de frecuencias. Su nombre se debe a que está basado en un puente desarrollado por Max Wien en 1891 (Leach, 2009).

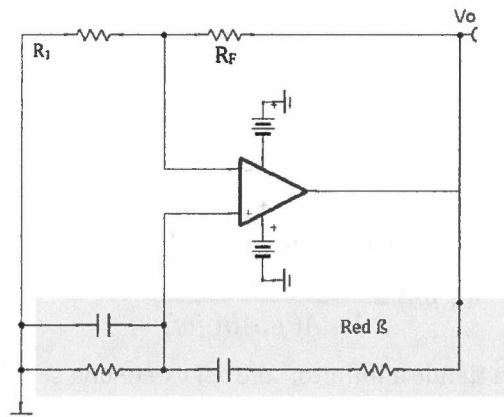


Figura 4.3: Oscilador de puente de Wien

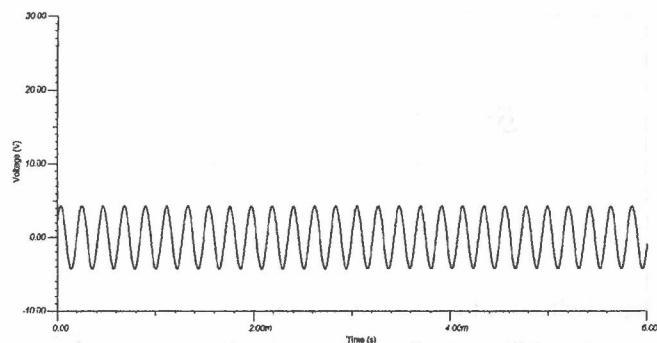


Figura 4.4: Señal de salida de un oscilador de puente de Wien

El puente de Wien está compuesto por un circuito RC en paralelo y un circuito RC en serie, esta configuración entrega la tensión de realimentación al bloque amplificador, y en conjunto se les

denomina red β (Häberle, 1979). Cuando ambas resistencias y ambos capacitores en la red β son iguales, la frecuencia de resonancia está dada por:

$$f_o = \frac{1}{2\pi RC} \quad (\text{Ec. 4-3})$$

o:

$$\omega = \frac{1}{RC} \quad (\text{Ec. 4-4})$$

Para el oscilador de la figura 4.3 cuando las resistencias y capacitores de la red β son iguales, la resistencia de la entrada inversora debe ser dos veces mayor a la resistencia de retroalimentación (Ec. 4-5) para que se cumpla en criterio de Barkhausen (Leach, 2009).

$$R_f = 2R_i \quad (\text{Ec. 4-5})$$

Para mejorar la estabilidad de la amplitud, se pueden agregar dos diodos en paralelo con una resistencia conectada desde la salida a la resistencia de retroalimentación. Cuando las tensiones de salida son muy pequeñas –menores a la tensión característica de umbral del diodo- la resistencia adicional aumenta la de retroalimentación, en el caso contrario, la resistencia adicional se encuentra en corto y disminuye la retroalimentación. Por lo tanto, la amplitud de salida se estabiliza al nivel al cual los diodos inician la conducción (Brophy, 1979).

4.5. Modulación

Un sistema de modulación es aquel en el que se emplea una señal para controlar algún parámetro de otra (Oppenheim, 2000). La modulación se define formalmente como: el proceso por medio del cual algunas características de una onda portadora es variada en concordancia con la señal que representa el mensaje (Haykin, 2005). La señal que se desea transmitir se conoce como modulada y la señal de mayor frecuencia se conoce como la portadora. Cabe mencionar que después de la modulación es útil en algunas aplicaciones realizar el proceso inverso denominado demodulación.

El tipo de modulación a utilizar depende de la onda portadora, los más comunes son: la modulación de amplitud senoidal y la modulación en amplitud por un tren de pulsos periódicos. También existe la modulación en frecuencia o en fase, y otra clasificación con base en el tipo de ondas tratantes: modulación de onda continua y modulación de ondas pulsadas (funciones discretas).

Las aplicaciones de la modulación poseen un rol dominante dentro de los sistemas de comunicación, sin embargo, ésta también se encuentra en el procesado de señales, la radiotelemedría, el radar, el sonar, los sistemas de control, instrumentos de propósito general y dispositivos médicos. La modulación trae los siguientes beneficios (Haykin, 2005):

1. Cambia el contenido espectral de una señal mensaje de modo que ésta se encuentre dentro de la frecuencia de operación de un canal de comunicación.
2. Coloca la onda modulada, que contiene la información del mensaje, en una situación menos vulnerable al ruido y la interferencia.
3. Permite el uso de la multiplexión. Dependiendo del tipo de señal se utiliza multiplexión por frecuencia para señales continuas o multiplexión por división de tiempo para señales discretas.
4. Permite limitar del tamaño físico de la antena no impida asumir un valor de operación práctico.

$$s(t) = A_c [1 + k_a m(t)] \cos(\omega_c t) \quad (\text{Ec. 4-9})$$

Donde es un factor conocido como la sensibilidad de amplitud considerado un factor del modulador. La amplitud de la señal moduladora o envolvente se denota como sigue:

$$a(t) = A_c |1 + k_a m(t)| \quad (\text{Ec. 4-10})$$

El factor interno, $k_a m(t)$, determina si la señal modulada se encuentra sobremodulada o submodulada; en el primer caso $k_a m(t) > 1$ y en el segundo caso $k_a m(t) < 1$; para cualquier valor de t . El valor máximo absoluto de $k_a m(t)$ multiplicado por 100 se refiere al porcentaje de modulación. (Haykin, 2004)

Para analizar la onda modulada en amplitud en función de la frecuencia es necesario tomar ambos lados de la ecuación 4-9, $s(t)=S(j\omega)$ y $m(t)=M(j\omega)$.

La transformada de Fourier de $A_c \cos(\omega_c t)$ es:

$$\pi A_c [\delta(\omega - \omega_c) + \delta(\omega + \omega_c)] \quad (\text{Ec. 4-11})$$

Y la transformada de Fourier de $m(t) \cos(\omega_c t)$ es:

$$\frac{1}{2} [M(j\omega - j\omega_c) + \delta(j\omega + j\omega_c)] \quad (\text{Ec. 4-12})$$

Por lo tanto utilizando las propiedades de linealidad de las propiedades de la transformada de Fourier y los resultados antes expresados la representación en frecuencia de la onda modulada en amplitud se representa como sigue:

$$S(j\omega) = \pi A_c [\delta(\omega - \omega_c) + \delta(\omega + \omega_c)] + \frac{1}{2} k_a A_c [M(j\omega - j\omega_c) + \delta(j\omega + j\omega_c)] \quad (\text{Ec. 4-13})$$

El espectro de la señal $S(j\omega)$ consiste en dos funciones impulso determinadas por el factor πA_c , se encuentra escalada en amplitud por $\frac{1}{2} k_a A_c$, y ocurre en $\pm\omega_c$. Para frecuencias positivas, la banda por encima de la frecuencia portadora se llama banda superior, mientras que su simétrica se denomina banda inferior. Para las frecuencias negativas, la banda que se encuentra antes de $-\omega_c$ es la banda superior y la contraparte, la banda inferior. Existe una condición importante dentro de esa y se refiere a que $\omega_c > \omega_m$ para que no haya sobre posición. La banda de transmisión para una señal AM es de $\omega_c > \omega_m$.

Se dice que la modulación en amplitud es completa cuando en la gráfica de frecuencias se observa la banda superior e inferior de las frecuencias positivas y negativas además de que la onda portadora es completamente independiente de la señal mensaje $m(t)$ que significa que la transmisión de la onda portadora representa un gasto de energía.

Debido al gasto de potencia cuando se toma en cuenta la portadora se puede hacer una supresión de el componente de la portadora en la señal modulada en amplitud, con lo anterior se logra obtener una señal modulada proporcional al producto de la onda portadora y el mensaje a transmitir (Haykin, 2005). Este tipo de modulación se diferencia con la modulación completa debido a que en

esta última la envolvente es una versión a escala de la onda moduladora y en la DSB-SC la onda resultantes es una versión rectificadas de la onda modulante.

La modulación de supresión de doble banda lateral se expresa en función del tiempo como:

$$s(t) = c(t)m(t) = A_c \cos(\omega_c t) m(t) \quad (\text{Ec. 4-14})$$

Y en función de la frecuencia:

$$S(j\omega) = \frac{1}{2} A_c [M(j\omega - j\omega_c) + M(j\omega + j\omega_c)] \quad (\text{Ec. 4-15})$$

El espectro en frecuencia de este tipo de modulación es diferente, debido a que únicamente se considera la banda superior de las frecuencias positivas. Este tipo de modulación se puede construir con un modulador de producto.

Modulación de ángulo

En la modulación de ángulo, la señal modulante, se emplea para modular el ángulo de la portadora. Sus dos variantes son: modulación en fase y modulación en frecuencia. Aunque no existen muchos sistemas analógicos de comunicación que utilicen este tipo de modulación, existen algunos dispositivos digitales de comunicación como algunos módems que sí lo hacen. Los sistemas de fase modulada no poseen una desviación fija de frecuencia, razón por la cual no se utiliza en sistemas analógicos; pero si estos son implementados en general presentan un buen funcionamiento.

Todos los tipos de modulación en amplitud son ejemplos de modulación lineal ya que la amplitud de la señal que representa el mensaje es escalado por un determinado factor que es el mismo para la onda moduladora, sin embargo, la modulación angular tanto en su variante de frecuencia FM como de fase PM, resulta un proceso no lineal. Para describir lo anterior es necesario tomar en cuenta el principio de la frecuencia instantánea definida como la derivada del ángulo con respecto al tiempo:

$$\omega_i(t) = \frac{d\varphi(t)}{dt} \quad (\text{Ec. 4-16})$$

Que puede ser despejado como:

$$\varphi(t) = \int_0^t \omega_i(\tau) d\tau, \quad (\text{Ec. 4-17})$$

Donde se asumen como límites los siguientes:

$$\varphi(t) = \int_{-\infty}^0 \omega_i(\tau) d\tau, \quad (\text{Ec. 4-18})$$

Con la información anterior se desea obtener la forma general de una señal de fase modulada con frecuencia portadora. Para lo anterior se debe considerar una onda senoidal como la expresión siguiente:

$$c(t) = A_c \cos(\omega_c t + \theta) \quad (\text{Ec. 4-19})$$

Donde la constante A_c es la amplitud, ω_c es la frecuencia en radianes y θ es la fase. Para este caso el ángulo:

$$\phi(t) = \omega_c t + \theta \quad (\text{Ec. 4-20})$$

En este punto es donde la ecuación de la frecuencia instantánea toma sentido debido a que $\omega_i(t) = \omega_c$; para todo tiempo. Al regresar la definición general se obtiene que la frecuencia en radianes $\omega_i(t)$ varía de acuerdo a la señal que corresponde al mensaje, denotada como $m(t)$. Entonces, se obtiene:

$$\omega_i(t) = \omega_c + k_f m(t) \quad (\text{Ec. 4-21})$$

Donde k_f representa el factor de sensibilidad del modulador y por lo tanto sustituyendo en la ecuación 4-21, se obtiene:

$$\omega_i(t) = \omega_c t + k_f \int_0^t m(\tau) d\tau \quad (\text{Ec. 4-22})$$

Éste ángulo es aquel determinado por la ecuación 4-20, finalmente la forma de modulación de ángulo de frecuencia modulada (FM) se expresa de la siguiente forma:

$$S_{FM}(t) = A_c \cos\left(\omega_c t + k_f \int_0^t m(\tau) d\tau\right) \quad (\text{Ec. 4-23})$$

Donde como se observa, la amplitud de la portadora se mantiene constante y el ángulo es proporcional a la integral de la señal modulante (con condiciones iniciales arbitrarias). Cuando la señal que representa el mensaje $m(t)$ provoca que el ángulo varíe en concordancia con ella se tiene que:

$$\phi(t) = \omega_c t + k_p m(t) \quad (\text{Ec. 4-24})$$

Donde es el factor de sensibilidad de fase del modulador y por lo tanto la forma de onda de la modulación en ángulo específicamente conocida como modulación de fase (PM), finalmente se expresa:

$$S_{FM}(t) = A_c \cos(\omega_c t + k_p m(t)) \quad (\text{Ec. 4-25})$$

5. Descripción del dispositivo

5.1. Diseño físico

El componente físico constará de dos partes: el collarín blando y la banda de electroestimulación. El primero, está hecho de espuma de poliuretano cubierta de estoquineta, permite una flexo-extensión entre un 75 y un 100%. Actúa como medio de restricción de movimiento y sostén para el cuello. El segundo es la banda de electroestimulación, la cual está hecha de tela compuesta al 100% por algodón (Figura 5.1). En esta banda están adheridos los 4 electrodos que se utilizarán para la estimulación.

Parte superior de la banda

Es parecida a un rectángulo que se adecua al cuello. Su altura es de 15cm, tres centímetros mayor que la del collarín pues hay un margen para la sujeción de la banda en la parte exterior del mismo collarín. El ancho del rectángulo será de 19cm, que corresponde a la mitad del perímetro del cuello del 95 percentil de la población femenina, quienes poseen el ancho de cuello más grande según un estudio de Dimensiones Antropométricas de Población Latino-americana.



Figura 5.1: Banda de electrodos

Parte inferior de la banda

La parte inferior de la banda está comprendida desde la base del cuello hasta los omoplatos, el fin de esto es agregar un par de cintas elásticas y adheribles con las cuales se pueda asegurar que la banda y los electrodos para que se fijen al cuerpo en la posición deseada. Esta parte se adecua a la forma de la porción superior de la espalda.

Tomando en cuenta la altura de hombro sentado y la altura de omoplato sentado, del 95 percentil de la población mexicana de ambos sexos, se definió la distancia mínima que debe tener la parte inferior de la banda electroestimuladora, ésta deberá ser de 15.2 cm desde la parte más alta del hombro, hasta los omoplatos.

Distribución de los electrodos en la banda de electroestimulación

La distribución de electrodos será bipolar, se contará con dos electrodos en cada punto por estimular. Como ya se había mencionado, éste método emite una señal eléctrica de amplitud modulada que viaja desde un electrodo al otro a través del tejido que se localiza entre estos, gracias a la frecuencia de la señal la piel no presenta gran resistencia y la entrada es menos dolorosa además que la penetración de la onda es profunda. Con esto se asegura que más de un grupo muscular sea estimulado y la señal analgésica tenga mayor efecto.

Los músculos a estimular se seleccionaron de acuerdo a la información recopilada, tanto en artículos como en entrevistas con los terapeutas y médicos. Únicamente se estimulará la parte posterior del cuello, pues la anterior cuenta con diversas estructuras importantes como el seno carotídeo, glándulas, extensiones de los nervios craneales –como el vago que inerva entre otras cosas, el corazón. Los objetivos elegidos son: el esternocleidomastoideo (en la porción posterior) y el trapecio (porción superior). Son estos músculos los que se lesionan con mayor frecuencia durante los accidentes automovilísticos.

El esternocleidomastoideo (Figura 5.2) actúa en la flexión del cuello –lleva la barbilla abajo– y en la lateralización ipsilateral –del mismo lado. Se inserta de manera proximal en el manubrio del esternón y la clavícula; y de manera distal a la curva occipital y la apófisis mastoides. El trapecio (Figura 5.3) actúa como rotador y elevador de la cabeza, además de elevar el hombro y aproximar el omoplato a la columna vertebral. Se inserta de manera proximal en vértebras cervicales y torácicas; y de manera distal en la clavícula, el omoplato y el occipital (Coscarelli, 2008).

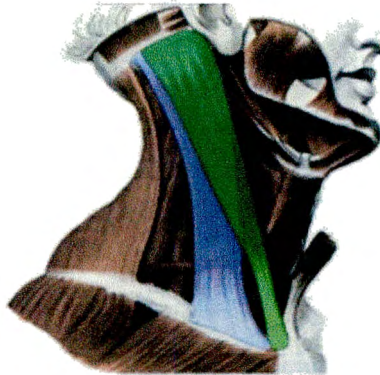


Figura 5.2: Localización del esternocleidomastoideo (Coscarelli, 2008)

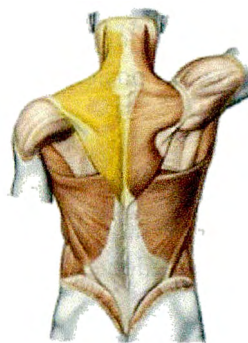


Figura 5.3: Localización del trapecio (Coscarelli, 2008)

Tomando en cuenta la localización de estos músculos y algunas recomendaciones de los terapeutas entrevistados, se determinaron los puntos que deberían ser estimulados y con ello la ubicación de los electrodos (Figura 5.4) en el cuello. El primero se localizará en el núcleo medio del esternocleidomastoideo, que se encuentra aproximadamente a la mitad de la altura del cuello en la parte más ancha de este. El segundo electrodo se localizará en el músculo trapecio, cerca de su inserción en la clavícula. La separación entre los electrodos no será mayor a los 15cm, pues es la

distancia recomendada para la estimulación profunda (Jerrold Petrofsky, 2008). Es importante mencionar que la estimulación será bilateral, por lo que se tendrá la misma disposición en ambos lados.

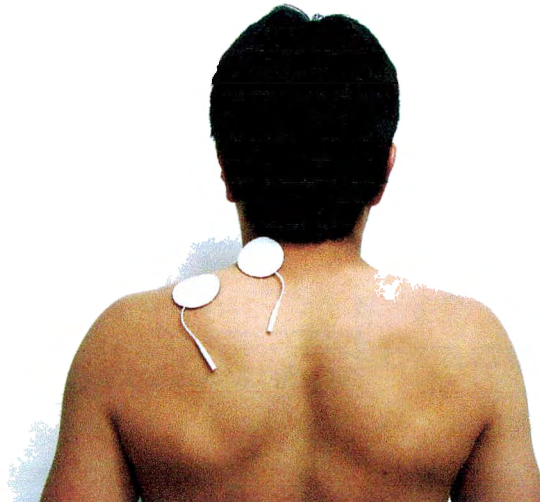


Figura 5.4: Disposición de los electrodos

5.2. Bioinstrumentación

La parte electrónica del dispositivo se encarga de entregar las señales necesarias para la electroterapia interferencial. Los componentes fundamentales de ésta son: circuitos osciladores y el modulador de amplitud. El diagrama del diseño se muestra en el Anexo D.

Las características de la onda establecidas con base en la investigación teórica son:

1. **Forma:** la onda que se generará para la electroterapia será senoidal, pues con esta forma se pueden evitar tanto la disminución de la potencia, como las molestias del paciente en la aplicación (J. Petrofsky, 2009)
2. **Amplitud:** se consideran amplitudes del orden de miliamperes, pues estas magnitudes permiten la estimulación neuromuscular. El rango de amplitudes de los estímulos deberá variar entre 0 y 100mA, intensidades que se manejan en equipos de neuroestimulación tanto básicos como avanzados (CENETEC SALUD, 2005)
3. **Frecuencia:** la onda portadora tendrá un rango de frecuencias de entre 2 y 4kHz
4. **Duración del pulso:** durante la aplicación de la terapia, se enviarán pulsos de 125ms

5.3. Diagrama de Bloques

En la figura 15 se muestran las etapas requeridas para obtener la señal de corrientes interferenciales.

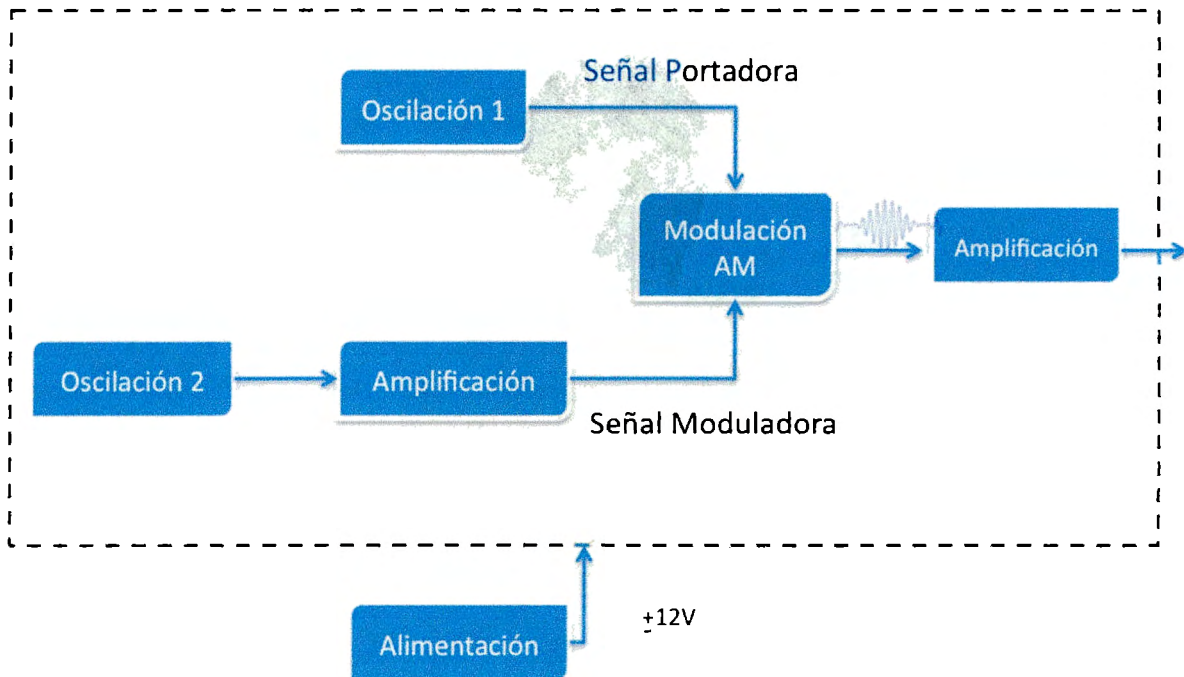


Figura 5.5: Diagrama de bloques del electroestimulador

5.4. Diseño de la Instrumentación

Obtención de la Señal Portadora y Moduladora. Osciladores de Puente de Wien

Se diseñaron dos osciladores de puente de Wien para conseguir dos señales senoidales con diferentes frecuencias (ver Anexo D).

El primer oscilador se diseñó para obtener la señal portadora con 4kHz de frecuencia. Se establecieron valores comerciales de capacitores y se calculó la resistencia de acuerdo a la ecuación 6-4:

$$R = \frac{1}{2\pi(10n)(4k)} = 3.978k\Omega$$

Finalmente, se colocó un potenciómetro de precisión en paralelo con la resistencia de la entrada inversora, para poder realizar un ajuste fino de la ganancia sin perder la oscilación. El segundo oscilador se diseñó para obtener la señal moduladora con 100Hz de frecuencia. Se establecieron valores comerciales de capacitores (100n) y se calculó la resistencia de acuerdo a la ecuación 6-4:

$$R = \frac{1}{2\pi(100n)(100)} = 15.915k\Omega$$

Además, se agregó un amplificador a la salida para disminuir la amplitud de la señal y así aumentar la diferencia de amplitudes entre la moduladora y la portadora.

5.5. Modulación AM:

Para la modulación en amplitud, se utilizó un circuito sugerido para la modulación AM completa de nivel bajo (Figura 5.6), cuyo componente principal es el LM3080, un amplificador operacional de transconductancia (Guerrero, 2002). Para ajustar la ganancia, se sustituyó la resistencia de $27\text{k}\Omega$ conectada de la entrada no inversora a tierra por un potenciómetro.

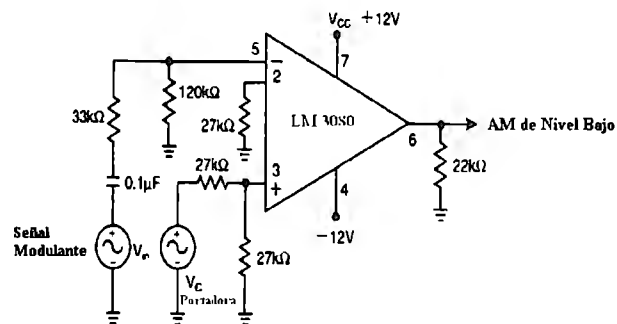


Figura 5.6: Modulador AM de nivel bajo

Se realizaron simulaciones con el programa Matlab introduciendo la amplitud de la señal portadora, la frecuencia de portadora y de la moduladora, y el factor de modulación (ver Anexo E).

6. Resultados

6.1. Circuito de Pruebas

El circuito que se armó para realizar las pruebas en laboratorio se muestra en la figura 6.1. Se armó de acuerdo al diagrama de bloques de la figura 5.5. Posteriormente, se rediseñó la disposición de los componentes en Proteus®, para soldar elementos en menos espacios (ver anexo)

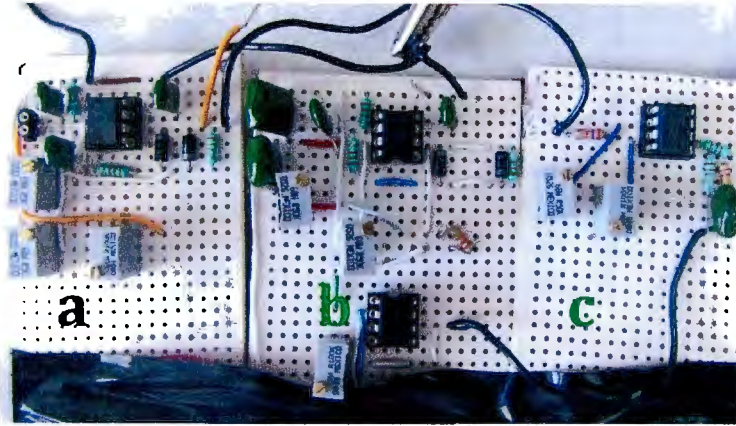


Figura 6.1: Circuito de Pruebas. (a) Oscilador 1. (b) Oscilador 2. (c) Modulador

La salida del primer oscilador (Figura 6.2), corresponde a la señal portadora. La onda es senoidal y tiene un voltaje pico-pico de 19.6V, la frecuencia es estable y de 3.922kHz.

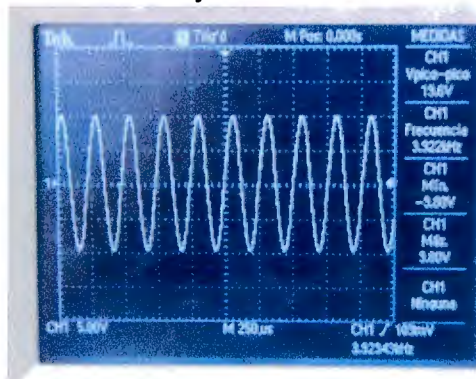


Figura 6.2: Salida del Oscilador 1. Señal Portadora.

La salida del segundo oscilador (Figura 6.3), corresponde a la señal portadora. La onda es senoidal y tiene un voltaje pico-pico de 1.26V, la frecuencia es estable en 104.1Hz.

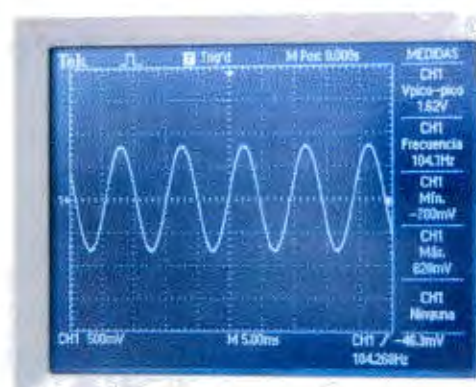


Figura 6.3: Salida del Oscilador 2. Señal Moduladora.

La salida del modulador (Figura 6.4), corresponde a la señal modulada. La onda corresponde a una señal modulada en AM, contorneada por la onda moduladora y con la frecuencia de la portadora de 3.9kHz.

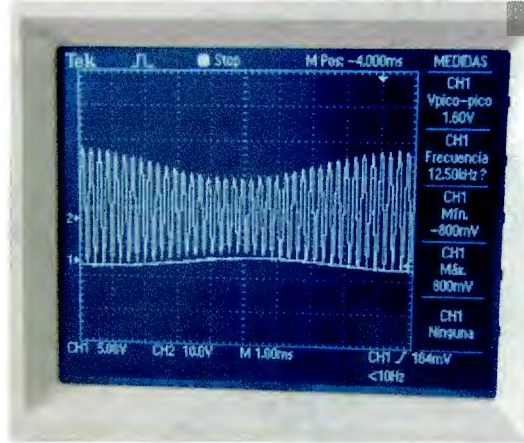


Figura 6.4: Salida del Modulador. Señal Modulada.

6.2. Resultados preliminares

Los valores de la señal modulada (Figura 6.5) obtenida se muestran en la tabla 3.

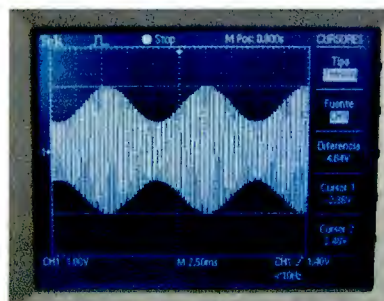


Figura 6.5: Salida del Modulador. Señal Modulada

Tabla 3: valores de la señal modulada

Onda modulada en amplitud	Valores
Vp-p	4.6V
Frecuencia	3940

La onda modulada se encuentra ligeramente desfasada en tiempo con respecto a la moduladora (figura 6.6), sin embargo, la magnitud del retardo es de 200µs.

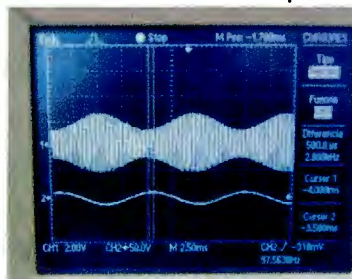


Figura 6.6: Retardo de la señal modulada

6.3. Comparación de señales de salida

Como parte del proceso de investigación, se tomaron muestras de la señal de salida de un electroestimulador comercial. La imagen 6.7 corresponde a la salida de un electroestimulador comercial, mientras que la 6.8 pertenece a la salida del desarrollado.

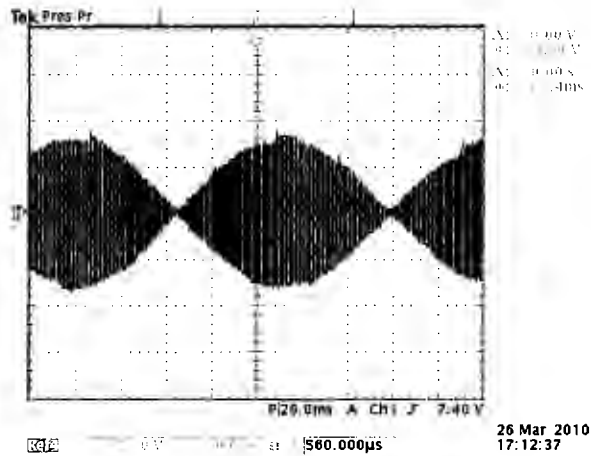


Figura 6.7: señal de salida de un electroestimulador comercial (Modulación de doble banda lateral con portadora suprimida)

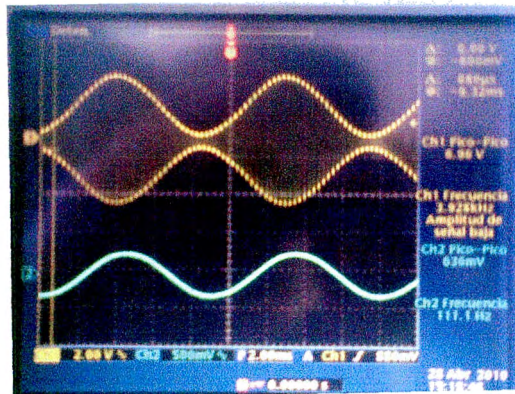


Figura 6.6: Salida del electroestimulador desarrollado (Modulación de onda completa)

Conclusiones

La electroterapia interferencial es un método alternativo y eficaz para el tratamiento del dolor cervical en caso de esguince, el uso de corrientes paliativas, no sólo ayudan a sustituir medicamentos que pudieran causar más molestias al paciente, sino que también tienen un efecto desinflamatorio.

El uso de la electroterapia posterior al primer día del accidente pretende con sus efectos, permitir al paciente una movilidad relativamente temprana del cuello para disminuir contracturas sobre todo de los trapecios.

De acuerdo a la investigación teórica, la onda senoidal es la menos molesta para el paciente. La modulación, además de permitir introducir un rango aparente de frecuencias terapéuticas, disminuye el fenómeno de acomodación que implica aumentar la intensidad en cada sesión.

El dispositivo de electroterapia interferencial para órtesis cervical presentado es un diseño portátil y sencillo, promueve analgesia y desinflamación en el tejido. El diseño de este dispositivo es un logro importante, entre sus principales ventajas competitivas se encuentran: la portabilidad, la disminución de visitas al terapeuta y la eliminación de fármacos en el tratamiento.

Como puede notarse, para presentar este proyecto se realizó una investigación sobre las principales lesiones cervicales y sus alternativas de tratamiento; se puede añadir como conclusión que un ambiente bioeléctrico externo controlado promovía entre muchas funciones fisiológicas; la inhibición de la transmisión sináptica, la liberación de neurotransmisores inhibidores del dolor y la inflamación y de la promoción indirecta de la reparación y modelación del tejido.

El desarrollo de este dispositivo es una experiencia que abre la perspectiva y realza la importancia de generar aportaciones al tratamiento de lesiones comunes. Es una gran pauta para la inducción de una conciencia creadora de dispositivos médicos sencillos que provean grandes soluciones.

La propuesta es una proyección del potencial que tienen las ideas que agrupan la generación y el diseño de instrumentación electrónica, con el desarrollo de un dispositivo de índole terapéutico o diagnóstico; con el objetivo de mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Trabajo a Futuro

Lamentablemente, el tiempo para la realización del proyecto fue corto, a pesar de que se consiguió tener un prototipo funcional del electroestimulador y la banda de electrodos, es indudable que el diseño puede mejorar. Los aspectos a desarrollar en un futuro, como parte del seguimiento a este proyecto son:

- *Convertir el oscilador de la onda moduladora en un oscilador senoidal de frecuencia variable:* se pretende modificar el valor de las resistencias del oscilador de puente de Wien, posiblemente mediante un potenciómetro digital con el protocolo de comunicación serial SPI o I2C. La operación se llevará a cabo con un microcontrolador compatible. Ésta es una forma sencilla de controlar los osciladores analógicos propuestos.
- *Implementar un sistema de protección eléctrica para el paciente:* con un microcontrolador, se pretende controlar el voltaje de salida. Cuando el sistema detecta que la corriente es peligrosa, mayor a los 80mA, el sistema enviará una señal de paro para interrumpir la alimentación del sistema electroestimulador. Posterior a la implementación de este sistema se pretende comenzar con las pruebas clínicas
- *Programar el control de selección lateral de los electrodos:* este algoritmo, permitirá seleccionar el arreglo de electros del lado derecho o izquierdo.
- *Implementar diferentes programas de electroestimulación:* preprogramar diferentes rutinas de electroestimulación en el equipo que involucren un barrido de frecuencias de la onda moduladora en rangos distintos y programables.
- *Desarrollar una interfase amigable de usuario:* desplegar en una pantalla los diferentes programas de electro estimulación ofrecidos.

ANEXO A

Análisis de la industria de dispositivos y suministros médicos

El equipo a desarrollar se relaciona con la industria de dispositivos y suministros médicos. Esta industria genera ganancias anuales de \$78 billones de dólares, en Estados Unidos, y el 60% de las mismas es absorbido por apenas 50 compañías.

La industria puede segmentarse, de acuerdo al TradeMap de dispositivos y suministros médicos en Estados Unidos, en los siguientes rubros (Medical Supplies and Devices, 2009):

- Instrumentos médicos y quirúrgicos como jeringas, agujas hipodérmicas, catéteres (representan el 40% de los ingresos de toda la industria en EUA)
- Aparatos de prótesis y suministros como suturas, vestimenta quirúrgica, y dispositivos ortopédicos (éstos últimos representan otro 40% de la industria)
- Equipo de laboratorio y mobiliario como centrifugas, camas quirúrgicas y camas hospitalarias
- Bienes de oftalmología como lentes por prescripción y lentes de contacto
- Equipo dental y suministros.
- Equipo médico de diagnóstico e imagenología como ultrasonidos, marcapasos y electrocardiógrafos.

En México, según las 3 fracciones arancelarias del TradeMap de productos médicos, existen 3 clasificaciones (Campos, 2006):

- Instrumentos y aparatos de medicina, cirugía, odontología o veterinaria además de aparatos de electrodiagnóstico y aparatos para pruebas visuales,
- Artículos u aparatos de ortopedia incluidos fajas, vendajes médico quirúrgicos, muletas, férulas, aparatos de prótesis, implantes etc.
- Aparatos de rayos X y demás dispositivos de generadores de radiaciones alfa, beta o gamma.

En 2006, según cifras del Cluster del Observatorio Tecnológico, México ocupó el quinto lugar como exportador y noveno como importador de dispositivos médicos a nivel mundial. El país cuenta con el 5% de la participación de importaciones y el 2% de la participación de exportaciones en el mercado internacional. Los apartados que significan mayor participación son: en primer lugar, la sonda T-kher con un 21%; en segundo lugar, los instrumentos y aparatos de medicina, odontología y veterinaria con un 42%; y en tercer lugar, los catéteres, agujas, jeringas y cánulas con un 5% de participación.

La mercadotecnia de la industria de dispositivos y suministros médicos se realiza mediante publicidad en televisión, revistas e Internet. Las manufactureras comercializan sus productos a través de ventas directas y representantes con blancos específicos que pueden ser: hospitales, aseguradoras o médicos particulares. Las empresas que distribuyen productos especializados en alguna patología, patrocinan conferencias médicas que, además de ofrecer un espacio para introducir nuevas técnicas, proporcionan un medio para dar a conocer los nuevos instrumentos que

ellos fabrican. Hoy en día, el Internet beneficia a millones de distribuidores, hospitales y médicos, facilitando en el mercadeo de los productos y las ventas, gracias a la rentabilidad y alcance mundial que lo caracterizan. El costo de manufactura de los dispositivos médicos es generalmente más bajo que el de su mercadotecnia, es por esto que productoras pequeñas establecen alianzas con grandes empresas para la comercialización, distribución y venta de sus equipos.

Para esta industria es necesario invertir en seguros de responsabilidad civil debido a los litigios de patentes, licencias y derechos de propiedad intelectual. Los márgenes brutos o utilidades de la industria se encuentran por lo general entre el 40 y 60 por ciento. La mayoría de las empresas transnacionales invierten entre el 20 y 30 por ciento de sus ingresos en investigación y desarrollo.

La complejidad y el costo de la reglamentación de un dispositivo médico depende de la clasificación del mismo por la FDA (Food and Drug Administration), organismo establece los estándares para la clasificación de dispositivos médicos (de tipo I, II ó III).

Las principales limitaciones de la industria son: la dependencia de otros organismos –como la FDA-, los costos asociados a la certificación y aprobación de dispositivos, la rápida obsolescencia tecnológica, la confiabilidad cuestionable, la monopolización de las grandes compañías, la dificultad de comprobar el costo-beneficio del equipo por involucramiento de terceros en la resolución de un caso clínico y, por último, la creencia de que los avances en la biotecnología pueden superar y sustituir a los dispositivos médicos. La ingeniería de tejido, los implantes de órganos y huesos, pueden desplazar a los aparatos ortopédicos.

Un beneficio tangible de esta industria es la contención de precios, por ejemplo: en los últimos 10 años el incremento de precios ha oscilado entre el 1% y 5%. Las principales tendencias en esta industria son:

- La consolidación del comercio y manufactura impulsada por el cliente directo (hospitales, seguros, médicos particulares y clínicas)
- La creación y el crecimiento de empresas muy especializadas en los productos que desarrolla, manufactura, comercializa, distribuye y/o vende

Las oportunidades de la industria radican en la fabricación de nuevos dispositivos que no se encuentren afectados por el clima económico como son desfibriladores y equipos de monitoreo cardiaco; así como la tecnología inalámbrica, los dispositivos con variables demográficas ajustables y unidades de reprocesamiento.

En Estados Unidos, se prevé un crecimiento en la compra de instrumentos médicos y suministros, con una tasa compuesta anual del 4% desde 2009 hasta 2014.

La industria de dispositivos y suministros médicos cuenta con amplios márgenes de utilidades, con una aportación importante al PIB nacional, con estabilidad de precios, y al mismo tiempo, lucha contra la obsolescencia temprana, las nuevas tecnologías y la monopolización del mercado.

ANEXO B
Diagramas de patentes

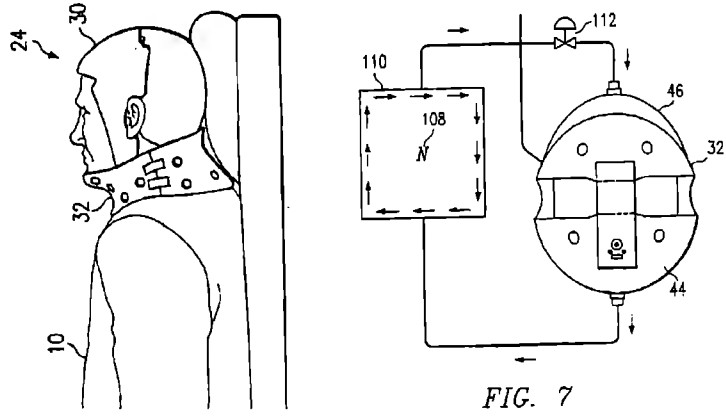


Figura a: Dispositivos terapéuticos de refrigeración

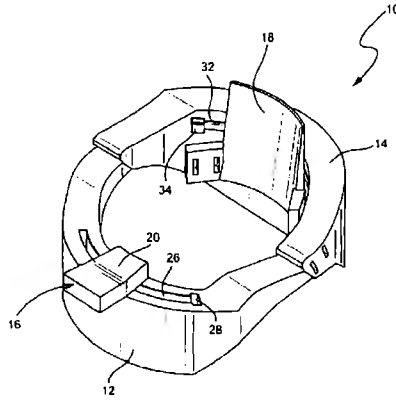


Figura b: Dispositivos terapéuticos de refrigeración

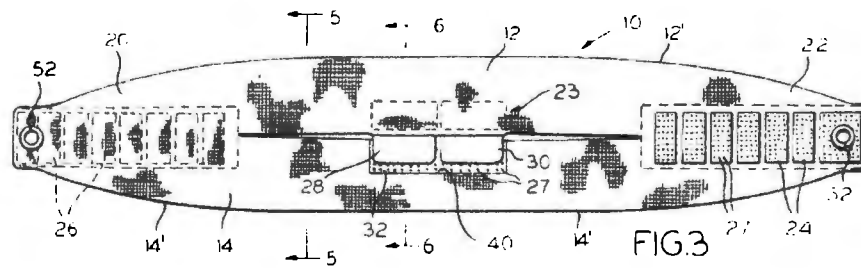


Figura c: Collar cervical ajustable

ANEXO C

Productos sustitutos y competidores

Son aquellos que satisfacen una misma necesidad, ya sea individualmente o en conjunto. Los productos sustitutos del collarín cervical, mantienen la posición de la columna vertebral gracias una estructura de soporte para el cuello.

Los collarines cervicales buscan restringir y controlar los movimientos de flexo-extensión antero-posterior, flexión lateral y rotación de la zona cervical, con el fin de evitar lesiones secundarias al movimiento excesivo del tejido lesionado. Los collarines cervicales reducen el dolor debido a que restringen el movimiento, promueven una relajación muscular, previenen deformidades y reducen la pérdida de calor (favorable cuando hay inflamación). Existen diferentes clasificaciones para los collarines cervicales, la principal hace referencia a la rigidez del material con que está elaborado el dispositivo. En esta clasificación encontramos los collarines blandos, semirígidos y rígidos.

Los productos sustitutos de las órtesis cervicales que poseen alguna de las funciones de terapia, ya sea térmica o por ondas de ultrasonido o radiofrecuencia se muestran en la Tabla A

Tabla A: Productos sustitutos y competidores

Nombre	Marca	Descripción
Collarín cervical de algodón relleno con gel	Harriet Carter	Su principal función es el alivio del dolor de la región cervical, éste collarín se encuentra relleno de gel y puede ser introducido al microondas para relajar los músculos tensos y aliviar el dolor o también puede introducirse al congelador para reducir la inflamación y el dolor en una contractura.
Rakuwa-collarín terapéutico	Phiten	Collar de titanio. Se basa en la teoría de presentación de alteraciones en la circulación, dolor y tensión en los músculos, síntomas que posteriormente causan fatiga y en general desequilibrio debido a la obstrucción o modificación de las corrientes bioeléctricas. Esta tecnología se basa en disolver en agua materiales como: Titanio, oro y plata por medio de procesos patentados y después éstos materiales se impregnan en materiales de uso común como pulseras o collares promoviendo de esta forma la regulación de las cargas bioeléctricas. Precio: \$500-\$1000 pesos mexicanos.
Collarín terapéutico	Heat Wheat-Australia	En su interior contiene un material a base de trigo que puede ser utilizado como compresa caliente o fría.
Collar tracción cuello-terapia magnética antidolores		Previene, controla y disminuye el dolor de cuello y hombros, este collarín combina terapia de tracción y terapia magnética. El dispositivo ayuda a estirar el cuello promoviendo la disminución de la presión de los discos eliminando la tensión y mediante los imanes internos (terapia magnética de 0.025 T) se promoverá la circulación de la sangre facilitando la oxigenación de músculos, tendones y ligamentos.

Disk Dr.	SM	<p>Collar inflable cuya expansión provoca una tracción con apoyo en la barbilla, unión con velcro, estabiliza la presión sobre la zona de la clavícula y el tórax ya que tiene puntos de apoyo fijos para la tracción y posee una válvula de inyección de aire de fácil conexión.</p> <p>Los materiales de los que se encuentra hecho son poliuretano algodón y plástico y posee un compresor de presión máxima de 4.1 bar con un rango de presión aplicada correcta de 0.7 bar/ 0.8 bar. Este instrumento de tracción reduce la presión sobre los discos lumbares o cervicales mediante la ampliación del espacio intervertebral. Con el uso de la presión atmosférica existen conductos de aire que se inflan verticalmente aplicando una fuerza de tracción, cuando se infla a 0.82 bar se ejerce una fuerza de tracción entre discos de hasta 66kg en la columna cervical.</p>
----------	----	--

Otros productos sustitutos del dispositivo a desarrollar son los estimuladores neuromusculares de corrientes interferenciales (terapia analgésica y con electrodos de succión para producir un masaje terapéutico), los TENS (Estimulación nerviosa transcutánea), los electroestimuladores y ultrasonidos terapéuticos, los calentadores de gel y los aparatos de termoterapia con partículas de cellex y láseres terapéuticos. Los equipos de electro estimulación generan señales eléctricas capaces de estimular el tejido neuromuscular. La inyección de estas señales se da a través de la interfaz electrodo- piel.

Es importante mencionar que los equipos de electroestimulación manejan una diversidad de electroterapias, cada una de ellas con diferentes fines y alcances de estimulación, en este diseño sólo se retomara la electroterapia interferencial: la terapia que utiliza corrientes interferenciales como medio analgésico. A continuación se describe alguno equipos que manejan programas de electroestimulación diversos (Tabla B).

Nombre	Marca	Descripción
Electroestimulador 3000 Novo Tens	Globus Genesy	Cuenta con 88 programas de estimulación, 35 destinados al dolor, 28 de microcorrientes, 1 de Ionoforesis. El dispositivo pesa alrededor de 500gr, mide 21x16 x 6 cm
Endomed 182		Posee dos canales con corrientes alternas, de baja y media frecuencia. Dentro de las modalidades terapéuticas que ofrece este equipo se encuentran la terapia interferencial pre-modulada, la estimulación rusa y TENS

ANEXO D

Diagramas electrónicos del electroestimulador diseñado

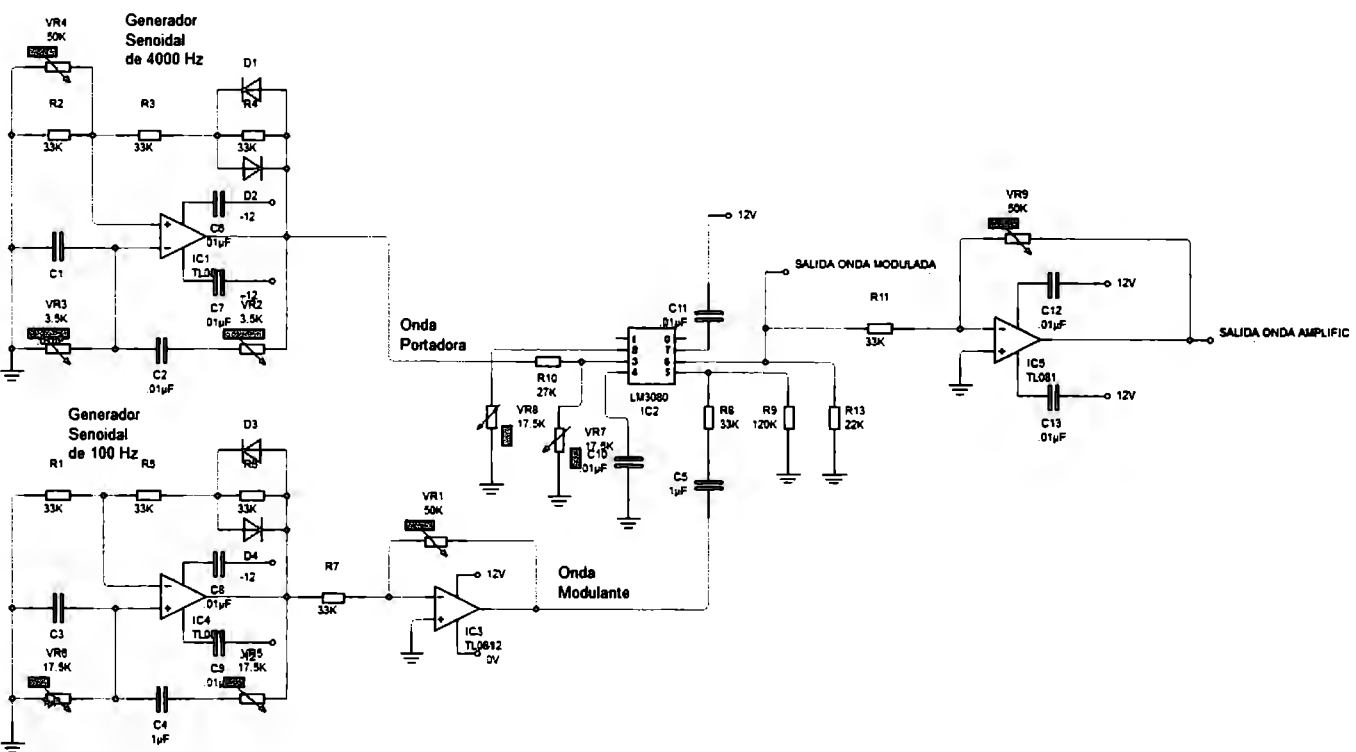


Figura f: Diseño del circuito electroestimulador

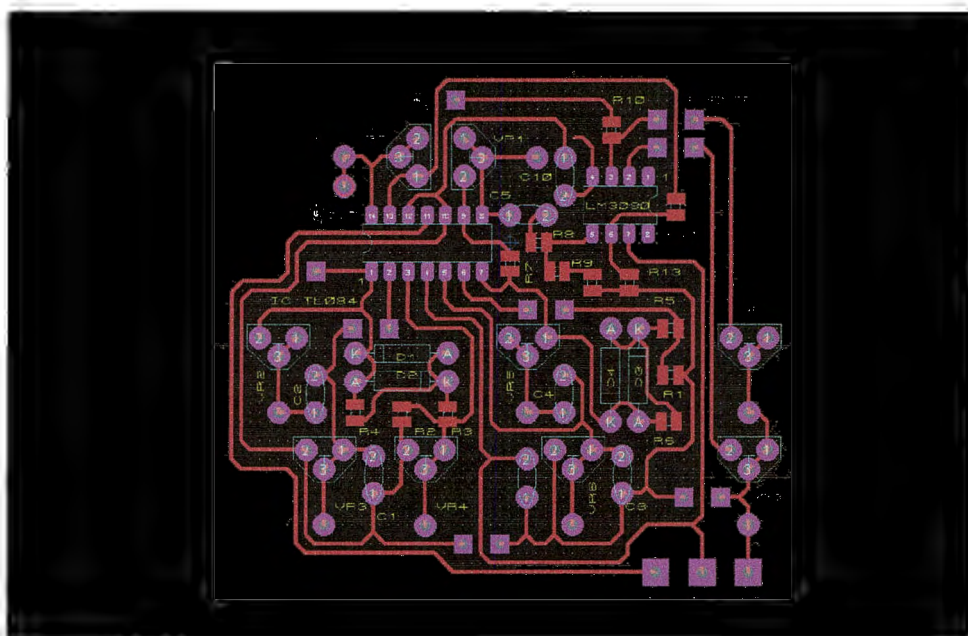


Figura g: Diseño PCB del electroestimulador

ANEXO E

Simulación del electroestimulador en MatLab

El código de la simulación se muestra a continuación:

```
clc
clear all

Ac=.5;           %amplitud de la portadora
wc=4e3*2*pi;    %frecuencia de la portadora
w0=100*2*pi;    %frecuencia de la moduladora
mu=0.9;         % factor de modulación
t=0:0.000001:50e-3;

s=Ac*(1+mu*cos(w0*t)).*(10*cos(wc*t));

% s1=Ac*(1+0.3*cos(w0*t)).*(10*cos(wc*t)); Onda 1
% s2=Ac*(1+0.5*cos(w0*t)).*(10*cos(wc*t));
% s3=Ac*(1+0.7*cos(w0*t)).*(10*cos(wc*t));
% s4=Ac*(1+0.9*cos(w0*t)).*(10*cos(wc*t));

% figure(4)
% plot(t,s1,t,s2,t,s3,t,s4)
% legend('\mu=0.3','\mu=0.5','\mu=0.7','\mu=0.9')
```

```
% legend('{\mu}=0.3','{\mu}=0.5','{\mu}=0.7','{\mu}=0.9')
% xlabel('Tiempo')
% ylabel('Amplitud')
% title('Ondas Moduladas en Amplitud')
% figure(2)
% plot(t,s)
% title('Onda Mudulada en Amplitud')
% xlabel('Tiempo')
% ylabel('Amplitud')
Smag=abs(fftshift(fft(s,2000)))/2000;%esto denota la magnitude del espectro en una señal AM
w= 10*[-1000:999]*2*pi/2000;

% figure(1)
% plot (w,Smag)
% %axis ([-30 30 0 6])
% axis ([-2 2 0 6])
% title("Transformada de Fourier")
% figure(3)
% plot(t,10*cos(wc*t))
% axis ([0 1e-3 -10.1 10.1])
% title('Portadora')
% xlabel('Tiempo')
% ylabel('Amplitud')
```

Las gráficas obtenidas al variar el factor de modulación se muestran a continuación.

Señal portadora

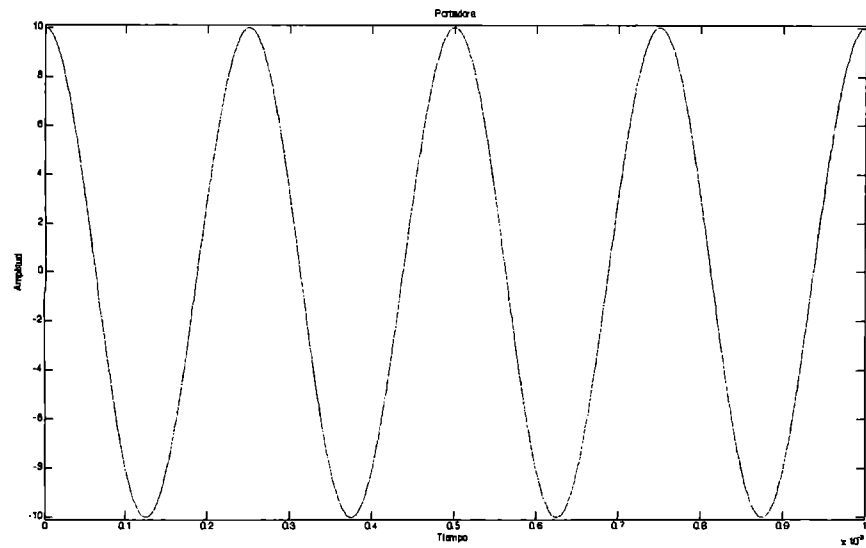


Figura h: Simulación de la señal portadora

Índice de modulación $\mu=0.9$

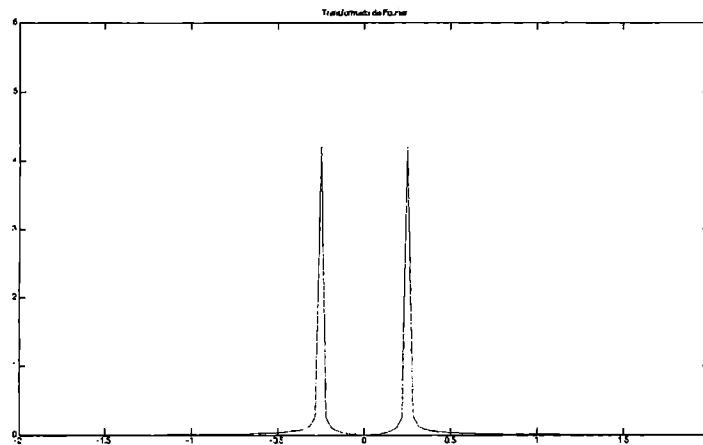


Figura i: Transformada de Fourier

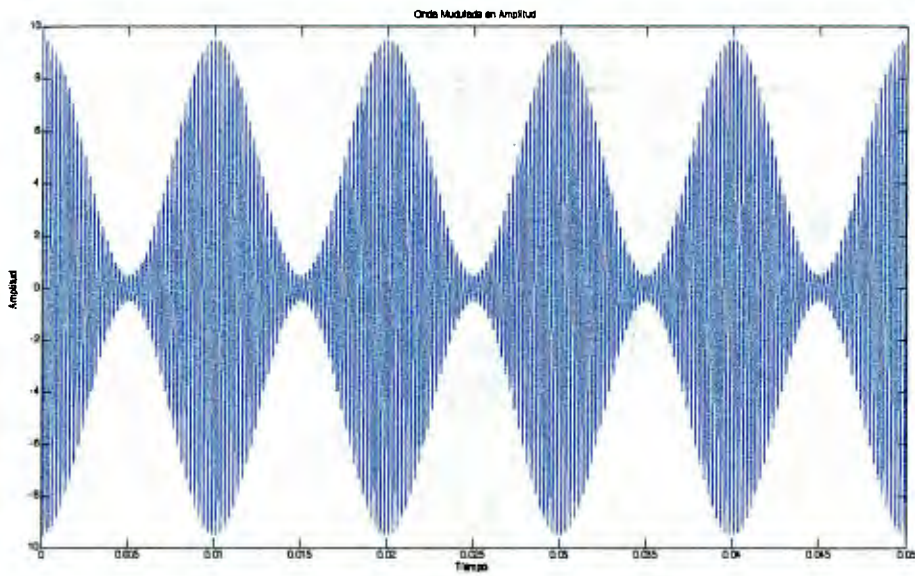


Figura j: Onda modulada en amplitud

Índice de modulación $\mu=0.7$

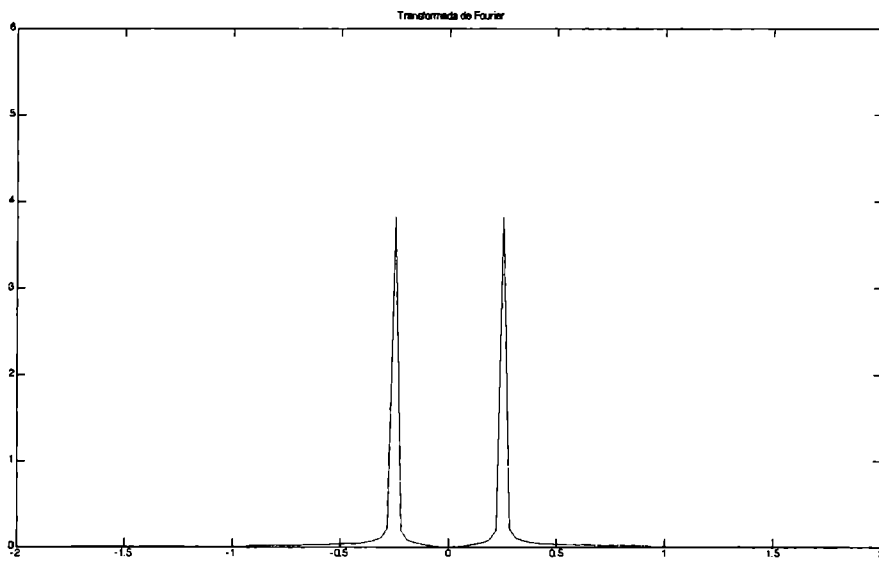


Figura k: Transformada de Fourier

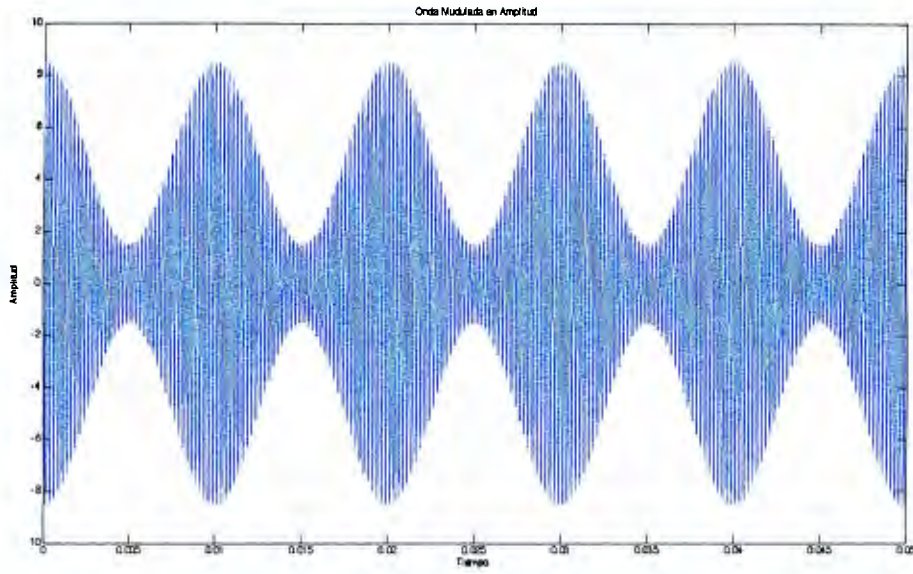


Figura l: Onda modulada en amplitud

Índice de modulación $\mu=0.5$

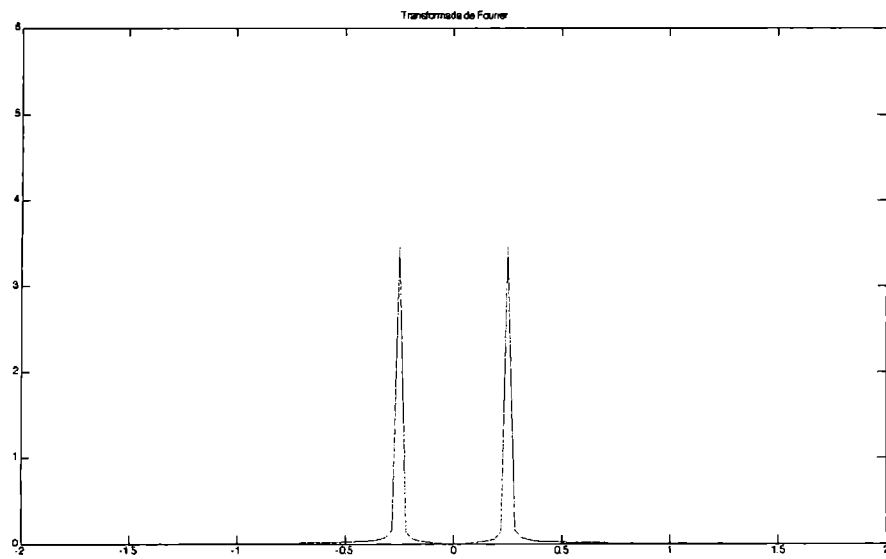
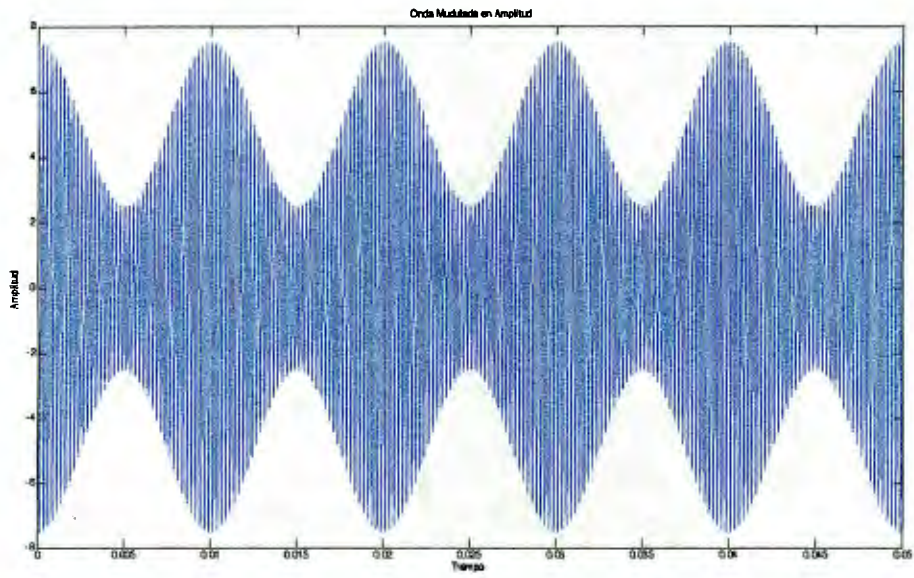
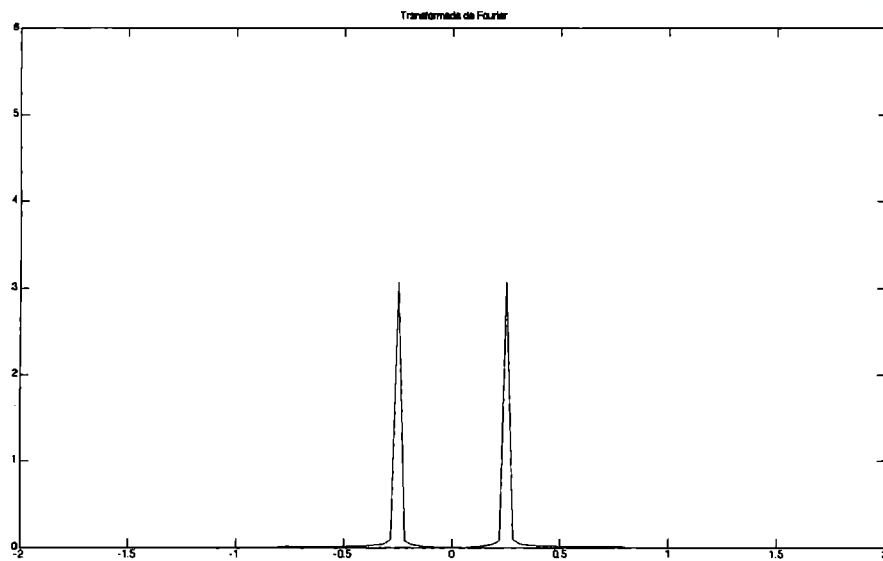


Figura m: Transformada de Fourier



Índice de modulación $\mu=0.3$



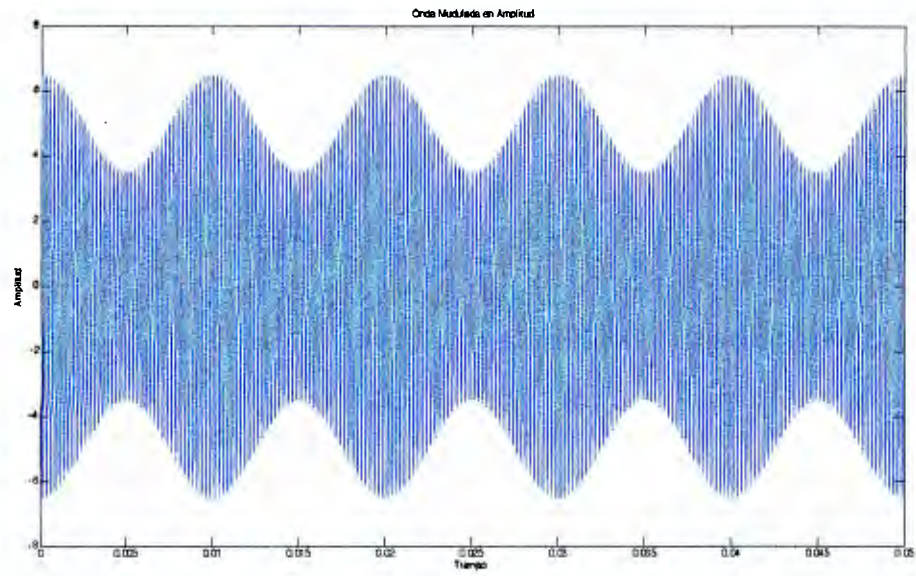


Figura n: Onda modulada en amplitud

ANEXO F

Glosario

A

ACTH: Péptido de 39 aminoácidos, el cual es producido en la adenohipófisis. Su función es estimular la secreción de cortisol, corticosterona, aldosterona y diversas sustancias débilmente androgénicas por la corteza suprarrenal humana.

Analgesia: Eliminación de la sensibilidad al dolor.

Axón: Prolongación celular larga, propia de las neuronas, que se extiende desde el cuerpo celular, hacia la periferia; su función es transmitir señales o impulsos nerviosos a otras células.

B

Betaendorfinas: Es una hormona polipeptídica que se produce en el cerebro, específicamente en la glándula pituitaria, su fin es bloquear la sensación de dolor. Esta hormona se produce como respuesta ante el dolor, ejercicio y otras formas de estrés.

C

Contractura muscular: Es la contracción continua e involuntaria de un músculo o de algunas de sus fibras. Se manifiesta como un abultamiento de la zona, que implica dolor y alteración del funcionamiento normal del músculo. Este padecimiento puede aparecer cuando dicho músculo realiza una actividad inapropiada en intensidad o en función.

Corrientes diadinámicas: Corrientes eléctricas de tipo sinusoidal, son señales de baja frecuencia rectificadas (50 y 100Hz), interrumpida y modulada.

D

Denervación: Pérdida de inervación de un músculo o de una estructura.

Dermatoma: Segmento de la piel inervado por las fibras sensitivas de un nervio.

Despolarización celular: Cambio en el potencial de membrana, en estos casos el potencial exterior de la membrana es más negativo que el interior de la misma, esto es una acumulación de cargas positivas al interior de la célula y de cargas negativas en el exterior de la célula.

E

Edema: Acumulación de grandes cantidades de líquidos en los espacios intersticiales o cavidades corporales asociada con hinchazón difusa del tejido subcutáneo.

Encefalina: Tipo de endorfinas naturales con acción analgésica que se encuentran de forma natural en el cerebro, tienen gran afinidad con los receptores de la morfina.

Estenosis: Estrechamiento patológico de un conducto

Fibras nerviosas: Es el conjunto del axón y la cubierta de mielina

Hiperextensión: Tipo de extensión de un miembro o de un segmento de miembro que va más allá de los límites normales

Interneurona: Neurona del sistema nervioso central, generalmente pequeña y de axón corto, que se conectan con otras neuronas, nunca con receptores sensoriales o fibras musculares.

Iontoforesis: Terapia utilizada para incrementar la penetración de medicamentos en tejidos superficiales mediante la aplicación de corriente eléctrica.

Multiplexión: Es una operación de procesamiento de señales que hace posible la transmisión simultánea de señales portadoras de información de un número independiente de fuentes por un canal y a sus respectivos destinos.

Motoneurona: Neurona cuya terminal del axón está unida mediante una sinapsis a una célula muscular, ésta es la encargada de estimular y por consiguiente contraer la fibra muscular.

Nervios aferentes: Este tipo de nervios conducen información, percibida por los órganos sensoriales, hacia el sistema nervioso central.

Nociceptivo: Estimulo doloroso, procedente de agentes nocivos para el organismo, a nivel de los órganos sensoriales. Es censado por los nociceptores.

Pedículo de las vertebrae: Región ósea delgada y estrecha que une la base de la apófisis transversa y las dos apófisis articulares. En su porción inferior y superior es curvo, lo que hace que cada pedículo presente una escotadura superior y otra inferior, las cuales forman los agujeros de conjunción, por los cuales salen los nervios raquídeos.

Potencial de acción: Onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular. Estas ondas se utilizan en el cuerpo para llevar información entre una célula y otra. Las células que más utilizan este medio de comunicación son las del sistema nervioso.

Potencial eléctrico de membrana: El potencial de membrana es el potencial eléctrico a un lado y al otro de la membrana plasmática de una célula. La membrana de las células está polarizada, debido a que hay un reparto desigual de cargas eléctricas entre el interior y el exterior de la célula. Esto crea una diferencia de potencial, siendo el exterior positivo respecto al interior.

Prostaglandina: Tipo de hormonas derivadas del ácido araquidónico. Poseen funciones diversas: regulan la contracción de la musculatura lisa, la agregación de las plaquetas, intervienen en los procesos inflamatorios, pueden provocar una disminución de la presión sanguínea además controlan la circulación cerebral, respiratoria, renal, digestiva, etc.

Repolarización: Proceso mediante el cual la célula regresa a su potencial de reposo, por lo que el interior de la célula adquiere una carga negativa mientras que el exterior celular mantiene una carga positiva.

Tejido blando: Todos los tejidos corporales no óseos, como los músculos, la grasa, el tejido fibroso, los vasos sanguíneos o cualquier otro tejido conjuntivo del cuerpo.

Vértigo: Sensación de precipitación en el vacío, pérdida del equilibrio, es acompañado normalmente de náuseas y sensación de desmayo.

Referencias

- Brophy, J. J. (1979). Capítulo 9. Osciladores. In *Electrónica fundamental para científicos* (2a ed., pp. 305-346). Nueva York: McGraw-Hill.
- Castillo, I. F. (2010). Estimulación eléctrica en medicina de rehabilitación. In I. N. Neurología (Ed.). México.
- Chen, H. y King, H.Y. (). Biomechanics of whiplash injury. *Chinese Journal of Traumatology*, 10. Recuperado el 8 de febrero de 2009, de: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19788851?itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum&ordinalpos=1
- Guerrero, L. (2002). Circuitos de Modulación en Amplitud Sugeridos. Laboratorio de Fundamentos de Comunicaciones (IE-334) . México.
- Häberle, H. (1979). *Electrónica* (Vol. I). España: Reverté
- INEGI (2005). Agenda Estadística de los Estados Unidos Mexicanos Edición 2005. Recuperado el 5 de febrero de 2009, de: http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/integracion/pais/agenda/2005/agenda2005.pdf
- Laster, C. (1985). Capítulo 9. El oscilador, un amplificador con realimentación. In B. Editores (Ed.), *Guía del Radioaficionado Principiante* (pp. 257-261). España: MARCOMBO.
- Lawson SW. (1994) Head and neck injuries in sport. NSW Government Sporting Injuries Committee, Sydney
- Leach, W. M. (2009). *Oscillators*. Georgia Institute of Technology, School of Electrical and Computer Engineering.
- López, L. (2008) *Fisioterapia y Síndrome del Latigazo Cervical*. [Eléctronico]. Disponible en <http://www.efisioterapia.net/articulos/leer.php?id_texto=346>
- Malanga, G. y Jason P. (2005). Whiplash Injuries. *Current Pain and Headache Reports*, 4. Recuperado el 8 de febrero de 2009, de: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16157060?itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum&ordinalpos=17&StartMuseCookie=ncbi_reload=0;domain=.nih.gov;path=/;ncbi_sid=396A5A44B72218E1_0074SID;domain=.nih.gov;path=/;WebEnv=1L_C76mLLlJz2iYjuXhT8olyPJBrTu0KtrEf2nYuv0Xp3U38vMhjX8sCjSVYksiQe%40396A5A44B72218E1_0074SID;domain=.nlm.nih.gov;path=/
- Salinas, F. et al (2008) *Rehabilitación en Salud. Anatomía Cervical*. Universidad de Antioquia, 2ª ed., p. 203
- Sellart, A. (2003) *Epidemiología y Problemática Médico Legal del Esguince Cervical*. Seguros Lagún Aro S.A. de C.V.
- Castillo, I. F. (2010). Estimulación eléctrica en medicina de rehabilitación. In I. N. Neurología (Ed.). México.
- CENETEC SALUD. (Noviembre de 2005). *Guía Tecnológica No. 25. Equipo de Corrientes Interferenciales* . México.
- Coscarelli, L. (2008). *Músculos del Cuello*.
- Low J., R. A. (2000). *Electrotherapy*. In *Varios, Electrotherapy Explained. Principles and Practices* (pp. 400-410). London: Prentice.
- [esguincecervical.com](http://www.esguincecervical.com). (5 de mayo de 2008). El Cuello musculos y organos. Retrieved 2010 from [EsguinceCervical.com](http://www.esguincecervical.com/2008/05/el-cuello-musculos-y-organos.html): <http://www.esguincecervical.com/2008/05/el-cuello-musculos-y-organos.html>
- Frontera, W., & Silver, J. (2001). *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation* (1st Edition ed.). (H. & Belfus, Ed.)
- G.C.Goats. (1990). Interferential current therapy. *Sports Med* , Vol 24 No 2-87-96.

- Geselowitz, D. (1985). On bioelectric potentials in an inhomogeneous conductor. *Biophys* , 7-11.
- Haykin, S. S. (2004). Modulation. In S. S. Haykin, *Signals and Systems* (pp. 425-470). Chicago: Prentice Hall.
- Hernández, D. (2008). *Biomecánica y la electroestimulación funcional*. Medicina de Rehabilitación Biomecánica . Cuba: Infomed.
- Herrera, F. (2005). Algunos aspectos bioelectroquímicos de la fisiología y la farmacología: Transporte. Regulación del medio interno. Regulación del medio intracelular. Excitabilidad. *Gaceta Médica de Caracas* , 113 (2), 204-234.
- J. Petrofsky, M. L. (2009). The transfer of current through skin and muscle during electrical stimulation with sine, square, Russian and interfere. *Journal of Medical Engineering & Technology* , 33 (2), 170-181.
- Martin, D. (1995). Interferential current. In D. Martin, *Electrotherapy* (pp. 306-315). Nueva York: Saunders.
- Martínez, M. (2006). *Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica*. (C. Editorial, Ed.) Universidad del Rosario.
- Melzack, R., & Wall, P. D. (1965). Presynaptic control of impulses at the first central signal. *Neurophysiology* , 45-57.
- Netter, F. (1999). *Interactive Atlas of Human Anatomy*.
- Nikolova-Troeva, L. (1987). Interference current therapy in distortions, contusions and luxations of the joints. In L. Nikolova-Troeva, *Interference current therapy* (pp. 579-572). Munich: Munch Med.
- Palmer, S., & Martin, D. (2004). Interferential currents. In S. Kitchen, *Electrotherapy Evidence Based Practice* (pp. 287-300). Londres: Elsevier.
- Reeves, L. (2005). *Effect of Interferential Current Stimulation in Management of Osteoarthritic Knee Pain*. *Physiotherapy* , 493-499.
- Savage, B. (1984). *Interferential Therapy*. Londres: Faber and Faber.
-
- Castillo, I. F. (2010). Estimulación eléctrica en medicina de rehabilitación. In I. N. *Neurología* (Ed.). México.
- CENETEC SALUD. (Noviembre de 2005). *Guía Tecnológica No. 25. Equipo de Corrientes Interferenciales* . México.
- Coscarelli, L. (2008). *Músculos del Cuello*.
- Low J., R. A. (2000). *Electrotherapy*. In Varios, *Electrotherapy Explained. Principles and Practices* (pp. 400-410). London: Prentice.
- esguincecervical.com. (5 de mayo de 2008). El Cuello musculos y organos. Retrieved 2010 from EsguinceCervical.com: <http://www.esguincecervical.com/2008/05/el-cuello-musculos-y-organos.html>
- Frontera, W., & Silver, J. (2001). *Essentials of Physical Medicine and Rehabilitation* (1st Edition ed.). (H. & Belfus, Ed.)
- G.C.Goats. (1990). Interferential current therapy. *Sports Med* , Vol 24 No 2-87-96.
- Geselowitz, D. (1985). On bioelectric potentials in an inhomogeneous conductor. *Biophys* , 7-11.
- Haykin, S. S. (2004). Modulation. In S. S. Haykin, *Signals and Systems* (pp. 425-470). Chicago: Prentice Hall.
- Hernández, D. (2008). *Biomecánica y la electroestimulación funcional*. Medicina de Rehabilitación Biomecánica . Cuba: Infomed.
- Herrera, F. (2005). Algunos aspectos bioelectroquímicos de la fisiología y la farmacología: Transporte. Regulación del medio interno. Regulación del medio intracelular. Excitabilidad. *Gaceta Médica de Caracas* , 113 (2), 204-234.

- J. Petrofsky, M. L. (2009). The transfer of current through skin and muscle during electrical stimulation with sine, square, Russian and interfere. *Journal of Medical Engineering & Technology* , 33 (2), 170-181.
- Martin, D. (1995). Interferential current. In D. Martin, *Electrotherapy* (pp. 306-315). Nueva York: Saunders.
- Martínez, M. (2006). Principios de electroestimulación y terminología electroterapéutica. (C. Editorial, Ed.) Universidad del Rosario.
- Melzack, R., & Wall, P. D. (1965). Presynaptic control of impulses at the first central signal. *Neurophysiology* , 45-57.
- Netter, F. (1999). *Interactive Atlas of Human Anatomy*.
- Nikolova-Troeva, L. (1987). Interference current therapy in distortions, contusions and luxations of the joints. In L. Nikolova-Troeva, *Interference current therapy* (pp. 579-572). Munich: Munch Med.
- Palmer, S., & Martin, D. (2004). Interferential currents. In S. Kitchen, *Electrotherapy Evidence Based Practice* (pp. 287-300). Londres: Elsevier.
- Reeves, L. (2005). Effect of Interferential Current Stimulation in Management of Osteoarthritic Knee Pain. *Physiotherapy* , 493-499.
- Savage, B. (1984). *Interferential Therapy*. Londres: Faber and Faber.