

300617 41
24



UNIVERSIDAD LA SALLE

ESCUELA DE INGENIERIA
INCORPORADA A LA U.N.A.M.

**ESTUDIO Y DISEÑO DE UN ELECTROESTIMULADOR
NERVIOSO TRANSCUTANEO (TENS).**

TESIS PROFESIONAL
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
INGENIERO MECANICO-ELECTRICISTA
P R E S E N T A .
ANDRES MANUEL NUÑEZ NUÑEZ

ASESOR DE LA TESIS:
ING. MA. ENNA CARBAJAL CANTILLO

MEXICO, D. F.

1993

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INDICE

Indice.	3
Introducción.	5
Capítulo 1 - La Electricidad y la Electrónica en la Rehabilitación.	8
1.1 Introducción.	8
1.2 Instrumentos Médicos de Diagnóstico.	9
1.3 Equipos Médicos de Monitoreo.	14
1.4 Dispositivos Médicos Terapéuticos.	18
1.5 Otro Tipo de Sistemas Electromédicos.	21
Capítulo 2 - El Dolor y la Estimulación Eléctrica.	
Antecedentes Históricos.	23
Capítulo 3 - Neurofisiología del Dolor.	29
3.1 Clases de Dolor.	29
3.2 Las Neuronas.	31
3.3 Vías de Conducción del Impulso Nervioso.	36
Capítulo 4 - El Electroestimulador Nervioso Transcutáneo (TENS).	
Principios y Aplicaciones.	41
4.1 Introducción.	41
4.2 Teoría de la Especificidad.	41
4.3 Teorías del Patrón y la Convergencia.	43
4.4 Teoría de la Compuerta.	44
4.5 Mecanismos de las Encefalinas y las Endorfinas.	48
4.6 Desarrollo del TENS para el Alivio del Dolor.	50
Capítulo 5 - Estudio de los Dispositivos Existentes.	
Especificaciones Generales del Prototipo.	54

5.1 Características Físicas Generales.	54
5.2 Tipo de Electrodo.	56
5.3 Frecuencia, Tiempo, Forma de Onda, Características Eléctricas.	60
5.4 Especificaciones Generales del Prototipo.	63
Capítulo 6 - Diseño del Prototipo.	65
6.1 Introducción.	65
6.2 Diagrama a Bloques del Prototipo.	66
6.3 Etapa de Alimentación.	67
6.4 Etapa de Control.	70
6.5 Etapa de Salida.	75
6.6 Interfaz con el Paciente.	75
Capítulo 7 - Consideraciones Sobre el Uso del TENS en México.	76
Conclusiones y Discusión de Resultados.	78
Bibliografía.	80
Apéndice A - Consideraciones de Uso y Precauciones.	84
Apéndice B - Programa del COP 840C	86

INTRODUCCION

Durante los últimos treinta años se ha presentado un avance tecnológico sin precedentes en todos los campos del conocimiento humano; de entre ellos, ha sido la medicina una de las ciencias que más se ha beneficiado con este desarrollo, pues se han puesto al descubierto una serie de dispositivos y mecanismos dentro del cuerpo humano que han traído consigo un mejor entendimiento del funcionamiento del mismo.

Con base en esos descubrimientos se han desarrollado nuevas sustancias, métodos, procedimientos y equipos que han servido para auxiliar al médico en su labor de preservar la salud humana.

Dentro de estos desarrollos, han tomado gran importancia, aparte de los grandes equipos y procedimientos, una serie de pequeños dispositivos y tratamientos cuya función consiste en estimular de alguna forma los mecanismos intrínsecos del cuerpo humano, para que sea éste el que combata aquellos males y dolencias que le aquejen.

Una de los métodos que ha tenido una amplia aceptación ha sido la estimulación eléctrica sobre nervios y músculos con diversos fines, sobresaliendo la modulación o reducción de la conciencia del dolor por medio de estimulación eléctrica sobre los nervios, ya sea en la corteza, la médula, a nivel subcutáneo o sobre la piel.

De estas cuatro opciones, la que aparece como más atractiva es la de estimular los nervios sobre la piel, es decir, de forma transcutánea. El dispositivo que se ha desarrollado para esta aplicación recibe el nombre de electroestimulador nervioso transcutáneo, cuyas siglas en inglés son TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator).

El propósito de este trabajo de Tesis consiste en una investigación sobre la realidad del TENS (fundamentos, principios, avances y aplicaciones) para estudiar la factibilidad de diseñar uno de estos dispositivos en nuestro país, utilizando los últimos avances tecnológicos disponibles a nivel mundial.

La forma de organización de este trabajo es la siguiente:

El capítulo uno hace una descripción no detallada de los equipos eléctricos-electrónicos que se utilizan en la actualidad en la medicina y la rehabilitación, haciendo una división de acuerdo a su función. Esto tiene la finalidad de introducir al lector en el campo de la electroterapia así como de agrupar al TENS dentro de estos equipos.

En el capítulo dos se hace una exposición cronológica de la forma que se ha combatido el dolor a través de la historia, haciendo énfasis en el uso de la electricidad en este tratamiento.

El capítulo tres describe la neurofisiología del dolor, haciendo una división entre el dolor agudo y el crónico, se habla sobre las neuronas y su funcionamiento, así como las vías tradicionales de conducción del impulso doloroso.

En el capítulo cuatro se hace una recopilación de las tres teorías existentes sobre el dolor, haciendo un énfasis en la Teoría de la Compuerta de Melzack y Wall que es la que fundamenta el uso del TENS para la reducción del dolor. El capítulo se complementa con una descripción detallada de la forma como el TENS trabaja, basado en la Teoría de la Compuerta, para eliminar o reducir el dolor, así como de los mecanismos neuroquímicos implicados y las aplicaciones que tiene el TENS en la actualidad.

El capítulo cinco es un estudio de los dispositivos existentes y más utilizados para poder determinar las características que debe tener el prototipo a diseñar.

El capítulo seis describe el prototipo diseñado y el siete hace algunas consideraciones sobre el uso del TENS en México.

Después del capítulo siete se encuentran las conclusiones a las que se llegó durante este trabajo. La Tesis se complementa con dos apéndices: el primero, apéndice A, plantea consideraciones y limitantes para el uso del TENS, mientras que el segundo, apéndice B, presenta el listado del programa del microcontrolador utilizado.

CAPITULO 1 - LA ELECTRICIDAD Y LA ELECTRONICA EN LA REHABILITACION

1.1 Introducción.

Los grandes avances de la medicina en el presente siglo se han debido en gran medida al desarrollo que se ha presentado en el campo de la electrónica, ya que han sido los dispositivos electromédicos los que han permitido que se puedan realizar diagnósticos más precisos, monitoreo más eficaz de pacientes en condiciones críticas, recuperación y rehabilitación más controlada, prevención más eficiente de enfermedades y lesiones, además de ayuda más efectiva a individuos con limitaciones físicas.

Si se toma el concepto de rehabilitación en su acepción más amplia; es decir, el período comprendido entre la presencia de una lesión, afección, dolencia o enfermedad, y hasta el momento en que clínicamente se considera que ésta ha sido superada o controlada y se da de alta al paciente; se pueden encontrar gran cantidad de aparatos y dispositivos electrónicos que auxilian al médico en su labor.

En lo que resta del capítulo se intentará dar una visión global de los tipos de dispositivos electromédicos que se utilizan durante el proceso de rehabilitación. Esta panorámica no pretende ser completa o explicar a fondo el funcionamiento de los equipos descritos, sino que su finalidad es la de presentar en forma ejemplificada la importancia que tiene cada vez más la electrónica en la medicina.

1.2 Instrumentos Médicos de Diagnóstico.

Los instrumentos médicos de diagnóstico son tanto aquellos aparatos que despliegan imágenes del cuerpo humano con diversas técnicas, como aquellos que obtienen ciertos parámetros que permiten tomar una decisión acerca del estado de salud del paciente; como ejemplo de los mismos tenemos los siguientes:

1.2.1 Rayos X.

Los rayos X, descubiertos por el médico alemán Roentgen a fines del siglo XIX, fueron la primera forma y la más tradicional de desplegar imágenes del cuerpo; su principio de operación consiste en la emisión de radiación X (longitudes de onda entre 600 angström y diez millonésimas de angström) hacia una región determinada del cuerpo del paciente, colocando del otro lado una placa sensible a esta longitud de onda; la imagen resultante depende de la absorción de los rayos por los diversos tipos de tejido. Esta técnica, aunque muy utilizada en la medicina, tiene la desventaja de que no puede ser empleada constantemente debido al tipo de radiación que se maneja, la cual al ser absorbida por los tejidos en forma acumulativa puede ser dañina para el individuo que es irradiado. Este método es particularmente dañino para la descendencia durante los primeros meses de gestación.

1.2.2 Termografía.

La termografía consiste en determinar la variación de la temperatura en los tejidos y con ello detectar zonas más o menos frías que otras, con esto se puede determinar la existencia de tumores (zonas normalmente más cálidas por exceso de irrigación), obstrucciones en arterias y venas (zonas más frías), deficiencias de circulación, etc.

1.2.3 Tomografía Axial Computerizada.

Este método emplea la misma técnica de los rayos X, con la diferencia que se realizan varias muestras a diversos ángulos, de tal manera que se tengan cortes de la región a estudiar partiendo de diferentes puntos. Estas muestras son analizadas por medio de un sistema de procesamiento digital de imágenes, el cual toma los distintos cortes para obtener una imagen tridimensional de la zona estudiada, lográndose así una mayor definición espacial de los órganos de interés. La desventaja principal de esta técnica es la misma que en los rayos X, el tipo de radiación utilizada.

1.2.4 Uso de Isótopos Radioactivos.

En esta técnica se determina el grado de absorción de cierta sustancia por un tipo de tejido, utilizando isótopos inestables de sustancias metabólicamente asimilables. La radiación gamma generada es detectada por diversos sistemas, con lo cual se puede determinar el funcionamiento de algún órgano (un ejemplo de esto es el uso de yodo radiactivo para observar el

funcionamiento de la glándula tiroides). Su desventaja consiste en el daño que pudiese producir esta radiación controlada sobre el organismo.

1.2.5 Resonancia Magnética Nuclear.

La resonancia magnética nuclear consiste en excitar los átomos de hidrógeno, ya sea en las moléculas de agua de las células como en otros elementos constitutivos del organismo, de tal forma que sus electrones cambien de nivel de energía. Este cambio de energía se traduce en un cambio en el campo magnético generado y puede ser detectado por dispositivos especiales que determinan, mediante ciertos algoritmos, la cantidad de átomos existente, lo cual permite conocer el tipo de tejido. Con estos datos se obtiene una imagen de la región estudiada de manera similar a la que se hubiera obtenido haciendo un corte a la altura deseada. Una de las principales ventajas de esta técnica es que es totalmente inocua.

1.2.6 Ultrasonido.

El ultrasonido se utiliza tanto en diagnóstico como en dispositivos terapéuticos; en lo que respecta al diagnóstico, su principio de funcionamiento se basa en el sonar, es decir, se envía una señal auditiva de alta frecuencia (entre 1.0 y 10 MHz) y de acuerdo al reflejo que se reciba de regreso se puede obtener una imagen muy exacta de partes como el corazón, los pulmones, el estómago, el sistema vascular (arterias y venas), e incluso el desarrollo del feto dentro del seno de la madre. La técnica se ha depurado tanto en la actualidad, que por ejemplo, en el ultrasonido cardíaco se puede ver el flujo de la sangre a través de las válvulas, utilizando los principios del efecto doppler (el efecto

doppler consiste en que cuando un objeto se acerca el sonido reflejado en el se comprime y cuando se aleja se expande). En general esta técnica es no invasiva puesto que los transductores se colocan sobre la piel, pero existen algunas aplicaciones invasivas como es el uso de transductores transesofágicos (que se introducen en el esófago) para la detección de traumatismos del pecho o problemas cardiovasculares. Aunque al parecer esta técnica produce pocos o ningún efecto secundario, todavía está en estudio su inocuidad.

1.2.7 Métodos invasivos de imagen.

Estas técnicas utilizan cámaras en miniatura o catéteres que se introducen al organismo y que permiten ver, desde el interior del cuerpo, ya sea por sí mismos, o bien, auxiliados por alguna otra técnica (rayos X, termografía, tomografía computarizada); a este tipo pertenecen la endoscopia, algunos métodos de cateterismo, etc.

1.2.8 Electrocardiografía.

El principio fundamental de la electrocardiografía consiste en colocar electrodos en ciertos sitios predeterminados del cuerpo (brazos, piernas y pecho) para conocer la actividad eléctrica del corazón, la cual se encuentra muy relacionada con su actividad mecánica (sístole, diástole). Por medio de esta técnica se puede conocer si existe algún daño en el corazón o algún problema de funcionamiento. Esto se hace tomando diferentes puntos de referencia llamados derivaciones, lo cual da diversos canales que corresponden cada uno a una derivación diferente. En las aplicaciones

clínicas normalmente se utilizan 12 derivaciones diferentes para dar un diagnóstico preciso. Las señales obtenidas se grafican en un papel con graticula y con ello se determina el grado de normalidad o anormalidad de la actividad cardiaca.

1.2.9 Electroencefalografía.

La electroencefalografía es un método que tiene los mismos principios que la electrocardiografía pero su aplicación es para determinar la actividad eléctrica del cerebro. La señal eléctrica cerebral es de un menor voltaje que la cardiaca, pues mientras que en la electrocardiografía se manejan rangos de milivolts, en la electroencefalografía se manejan amplitudes de microvolts. Un equipo de electroencefalografía puede normalmente tomar entre 16 y 32 canales diferentes que corresponden a los 4 tipos diferentes de señales cerebrales que son: Beta (13-30 Hz, que corresponden a los estados de conciencia), Alfa (8-13 Hz, que son las señales presentes en los periodos en que el paciente se encuentra relajado, despierto y con los ojos cerrados), Theta (4 a 8 Hz, que no son normales en adultos despiertos sino que se presentan en ciertas patologías y en algunos estados de anestesia) y Delta (.5 a 4 Hz, que tampoco se encuentran presentes en individuos despiertos sino que se hayan en presencia de patologías, coma o estados anestésicos).

1.2.10 Análisis Químicos.

En la actualidad los análisis químicos en la medicina se realizan con ayuda de equipos electrónicos que permiten conocer más rápidamente la composición química de la sangre, la biometría hemática (composición

celular), presencia o ausencia de microorganismos patógenos, sustancias tóxicas o dañinas (casos de envenenamiento o intoxicación), tipo de tejidos, etc. Con los resultados de estos análisis se puede determinar el tipo de tratamiento necesario para cada individuo. Las técnicas utilizadas son la cromatografía de gases y de líquidos, la espectrofotometría y otras varias.

1.3 Equipos Médicos de Monitoreo.

Los equipos médicos de monitoreo permiten conocer (generalmente en tiempo real) las curvas y valores numéricos de algunos parámetros que sirven para determinar el funcionamiento de ciertos órganos del cuerpo. Los datos obtenidos se presentan normalmente en una pantalla o en un display . Como ejemplo de estos equipos tenemos:

1.3.1 Monitoreo Cardíaco (Electrocardiografía).

Similar en principio a la electrocardiografía para diagnóstico, consiste en tomar la señal eléctrica del corazón y observar su evolución en tiempo real junto con el valor numérico de la frecuencia cardíaca y, actualmente, otros parámetros, por ejemplo el intervalo S-T (que es el tiempo entre la despolarización y la repolarización de los ventrículos); por medio de esta técnica se puede determinar si existe algún daño en el corazón o algún tipo de actividad anormal (arritmia, taquicardia, bradicardia, fibrilación, asistolia, etc.).

Existen ciertas formas de electrocardiografía que son de diagnóstico y monitorización a la vez, como en el caso de las pruebas de esfuerzo, en las

cuales se determina el funcionamiento del músculo cardiaco en diferentes momentos de esfuerzo, o como la electrocardiografía ambulatoria (llamada en inglés holter), en la cual se obtiene el electrocardiograma del individuo por periodos prolongados que pueden ir de varios minutos hasta 24 o 48 horas, para así poder observar el funcionamiento del corazón en un día de vida normal del paciente. Un tipo similar de electrocardiografía se obtiene utilizando el concepto de telemetría, esto es, el paciente puede moverse libremente dentro de un radio de acción bastante amplio mientras es monitoreado por una central que recibe la señal eléctrica del corazón por ondas electromagnéticas ya sea de VHF o UHF. Este último sistema se utiliza en pacientes de cuidados intermedios.

1.3.2 Respiración.

Utilizando los mismos electrodos que en el monitoreo cardiaco, puede obtenerse la señal de respiración del individuo por medio de la medición de la impedancia entre dos de los electrodos colocados sobre el pecho. Esto es de vital importancia especialmente en neonatos, ya que el problema en ellos más que en el corazón es en los pulmones, pues la presencia de periodos prolongados de apnea (ausencia de respiración) pueden provocarles la muerte.

1.3.3 Electroencefalografía.

Utilizando el mismo principio que su similar en diagnóstico, se puede obtener la señal de la actividad cerebral en tiempo real, esto es útil,

especialmente, para determinar muerte cerebral, aunque ya existen equipos que permiten la monitorización del cerebro hasta en 8 diferentes canales.

1.3.4 Presión Invasiva.

La medición de la presión sanguínea se realiza mediante la colocación de un catéter en el vaso sanguíneo adecuado, convirtiendo la señal en impulsos eléctricos, de tal manera que se obtiene la curva de presión, así como los valores numéricos máximo (sistólica), mínimo (diastólica) y medio. Con esta técnica se puede medir presión arterial, presión ventricular, presión intracraneana, presión venosa central, etc.

1.3.5 Presión no Invasiva.

Esta técnica consiste en la medición de la presión arterial por medios indirectos. El más común consiste en la colocación de un brazalete que se infla más allá de la presión sistólica (alta) y se va desinflando lentamente obteniéndose pequeños pulsos cuyo tamaño es comparado para obtener la presión media y mediante un algoritmo se obtienen las presiones sistólica y diastólica. Este método se conoce como oscilometría.

1.3.6 Saturación de Oxígeno.

En este método, también llamado oximetría de pulso se utiliza un transductor que contiene en su interior diodos emisores de luz infrarroja y fototransistores; el transductor se coloca externamente en un dedo o un pabellón auricular y de acuerdo al flujo sanguíneo a través de la arteria que pasa por

éstos, se puede determinar el porcentaje de oxígeno en la hemoglobina de la sangre, así como la curva que representa la circulación sanguínea a través de las arterias. A la medición del pulso mediante este método se conoce como pletismografía y existen sistemas de monitoreo que lo único que obtienen es esta curva y el valor numérico del pulso.

1.3.7 Gasto Cardíaco.

Para medir el flujo de sangre que pasa por el corazón se utiliza un líquido que normalmente se encuentra a cero grados centígrados (aunque también se utiliza a temperatura ambiente), el cual se inyecta al paciente a la altura del corazón y por medio de un catéter que se introduce a la cavidad cardíaca y contiene un termistor, se toman los datos de la variación de la temperatura en el interior y con ellos y algunos cálculos se puede saber con gran certeza la cantidad de sangre que pasa por el corazón en un minuto. Este método recibe el nombre de termodilución.

1.3.8 Monitoreo de Gases.

Existen otros métodos para monitorizar gases tanto en la sangre como en la respiración y que son muy útiles para las terapias de neonatos (incubadoras por ejemplo); durante cirugías que requieran anestesia o para pacientes conectados a ventiladores. Los gases que normalmente se miden son bióxido de carbono y oxígeno. En los neonatos, generalmente, se obtienen en la sangre a través de la piel y en los adultos se obtienen directamente del aire inspirado y expirado por medio de transductores conectados a los tubos de respiración.

1.3.9 Temperatura.

La temperatura se mide ya sea con un termopar o un termistor.

1.4 Dispositivos Médicos Terapéuticos

Los dispositivos médicos terapéuticos son aquellos cuya función es la de realizar alguna acción sobre el individuo. A este grupo pertenecen:

1.4.1 El Desfibrilador.

Su acción consiste en sincronizar la contracción cardiaca en caso de que el corazón fibrile, es decir, que presente movimiento independiente en algunas zonas del mismo, ocasionando que se detenga el flujo sanguíneo. Esta sincronización se realiza por medio de una descarga de alta corriente y duración muy pequeña a fin de contraer todo el músculo cardiaco y lograr que comience a latir sincrónicamente. Este aparato se utiliza también en el caso de que el corazón dejase de latir; la descarga puede lograr la contracción y que vuelva a comenzar el latido normal. El desfibrilador se conoce también como resucitador o máquina de paro.

1.4.2 Los Electrobisturís y los Rayos Láser de Aplicación Específica.

En ambos casos la intención consiste en realizar cortes en los tejidos, en el caso del electrobisturí, tratando de provocar la hemostasia o falta de efusión

sanguínea, y en el caso del laser, para lograr cortes muy finos y precisos como en el caso de la operación de cataratas, miopía, desprendimiento de retina. En este último caso, más que un corte lo que se intenta realizar es un tipo de soldadura en la zona afectada.

1.4.3 Emisión de Ondas Electromagnéticas o Sonoras.

En el caso de la rehabilitación se utilizan aparatos que emiten señales electromagnéticas de onda corta (microondas), las cuales calientan el tejido logrando, o bien un mejor grado de movilidad, o la destrucción del mismo. El caso similar se presenta en el ultrasonido terapéutico cuya función consiste en que, mediante la aplicación de ondas sonoras de choque, se logra la destrucción, ya sea de tejido en el caso de terapia física, o de sustancias ajenas al mismo como en los casos de litotripsia, en que se destruyen los cálculos renales por medio de este tipo de ondas.

1.4.4 Emisión de Radiaciones Nucleares.

Se utilizan sistemas que emiten radiaciones para lograr destruir células de tumores ya sean cancerosos o no, con esta técnica se trata de concentrar la radiación en la zona afectada tratando de evitar la destrucción de las células sanas circundantes.

1.4.5 Ventiladores, incubadoras y equipos de anestesia.

Otros equipos actuadores que se utilizan en la medicina son los respiradores artificiales o ventiladores, que provocan la respiración del

paciente independientemente de su voluntad. Las incubadoras, que procuran mantener al neonato en condiciones elementales muy precisas. Los equipos de anestesia, que son cada vez más complejos y requieren mayores controles. Estos dispositivos normalmente eran mas bien mecánicos que electrónicos, pero en la actualidad la mayoría de ellos utilizan elementos de microcontrol para lograr las condiciones deseadas mediante la retroalimentación de los parámetros críticos.

1.4.6 Marcapasos.

Entre los dispositivos terapéuticos que actualmente tienen más éxito, se encuentran los marcapasos; estos aparatos provocan, mediante la generación de impulsos eléctricos, la contracción del corazón. Existen 2 tipos principales de marcapasos: los que estimulan el corazón de forma fija a una frecuencia determinada y los que únicamente realizan la estimulación si no se detecta un latido normal. Estos últimos reciben en nombre de marcapasos de demanda.

1.4.7 Estimulación Eléctrica a Nervios y Músculos.

En algunos pacientes se utiliza la estimulación, ya sea de nervios o de músculos.

La estimulación de los nervios comunmente es para evitar el dolor o provocar sensaciones especiales. En lo que respecta a la estimulación para evitar el dolor, se encuentra la electroestimulación nerviosa transcutánea (TENS por sus siglas en inglés) que realiza su función a través de la piel; la electroestimulación nerviosa periférica que consiste en el implante de

electrodos subcutáneos para realizar la estimulación. También se realiza estimulación directamente a la médula o la corteza cerebral.

La estimulación eléctrica se utiliza también para crear sensaciones especiales. Los máximos avances se han dado en personas ciegas (se estimula directamente el nervio óptico y el paciente recibe un tipo de señal que puede interpretar como imagen) o para personas con problemas del oído en que se estimula al nervio acústico para poder escuchar (subjectivamente).

En lo que respecta a la estimulación de músculos, se utiliza cuando existe algún daño en los nervios motores, de esta manera el paciente puede mover algunos músculos a pesar de la falla. El caso más común es para poder caminar.

1.4.8 Aparatos de Ayuda para la Visión y la Audición.

Se han desarrollado algunos elementos de ayuda sensorial y motriz, cuya función es suplir una deficiencia ya sea acústica (amplificadores, aparatos que generan vibraciones en los huesos cercanos al oído o en el tímpano, etc.) o visual (aparatos que traducen la escritura normal a braille o a lectura audible).

1.5 Otro Tipo de Sistemas Electromédicos.

En la actualidad se están desarrollando sistemas de robótica que permiten a individuos con amputaciones lograr un movimiento muy fino de prótesis altamente desarrolladas por medio del uso de microcontroladores.

Ultimamente existe una tendencia generalizada a automatizar los hospitales mediante sistemas de comunicación y almacenamiento de datos, con los cuales se puede obtener cualquier información de un paciente, ya sea datos personales, antecedentes clínicos, resultados de análisis, electrocardiogramas, etc., desde cualquier área del hospital, ya sea mediante una terminal de computadora, un monitor de signos vitales, un electrocardiógrafo, o cualquier sistema que se encuentre conectado a la red, pudiéndose transmitir a otros sitios utilizando la red telefónica normal.

En general en pocos años, el desarrollo de la electrónica en la medicina ha logrado avances extraordinarios en beneficio de una gran cantidad de personas debido a su confiabilidad y a que los costos se han logrado reducir mucho en un corto periodo de tiempo. Con esta tendencia, en el siglo XXI no existirá aspecto alguno de la medicina en que la electrónica se encuentre excluida.

CAPITULO 2 - EL DOLOR Y LA ESTIMULACION ELECTRICA. ANTECEDENTES HISTORICOS.

El dolor físico ha sido, desde el inicio de la existencia de la humanidad, una de sus más grandes preocupaciones. Se puede afirmar con toda seguridad que el origen de la medicina tuvo lugar como consecuencia de la necesidad del ser humano de calmar el dolor, debido a que esta sensación es la forma que tiene el organismo para avisar al individuo la presencia de un daño o de una enfermedad.

La historia de la lucha del hombre contra el dolor comienza en la Mitología. En muchos textos antiguos (Mesopotamia, Egipto, India) se considera al dolor como un castigo de parte de los dioses por faltas cometidas por los hombres. Nuestros más antiguos antepasados (tanto en Asia Menor, Africa, Europa, Extremo Oriente o América) buscaban la forma de descansar del dolor mediante masajes vigorosos, exposición al calor o a través de la inmersión en agua de los miembros afectados.

Desde los primeros días de la medicina, se buscaron sustancias capaces de aliviar el dolor sin matar al enfermo ni provocarle algún daño. Muchas civilizaciones dejaron en sus escritos recetas de "medicamentos" para reducir los síntomas de algunas enfermedades o dolencias (existen por ejemplo algunos códices aztecas al respecto). Aún en la actualidad muchos pueblos utilizan hierbas y preparaciones cuya formulación se ha transmitido oralmente de generación en generación y cuyo origen se pierde en el tiempo.

En la antigua China, el canon médico Neiching atribuía el dolor a un exceso de calor o "yang" en el corazón que era transportado por los vasos sanguíneos y podía ser aliviado por medio de acupuntura.

En Grecia surgen nuevas ideas y concepciones del dolor. Platón lo considera como una sensación y una emoción. Aristóteles afirmaba que los animales lo sufrían de manera proporcional a su desarrollo evolutivo. Galeno, que ya tenía clara la idea del dolor como un síntoma, escribió un libro acerca del dolor que ayuda a establecer el diagnóstico. Avisena sostenía que es causado por algo contrario al curso de la naturaleza.

En tiempos de los romanos se crea la primera pócima analgésica que recibe el nombre de "Ne pente" y se atribuye a Esculapio.

El primer registro escrito del uso de la estimulación eléctrica data del año 46 a.C. en que Scribonius Largus utiliza el pez torpedo (o anguila eléctrica) para el tratamiento de la gota. También se afirma que él y Dioscórides utilizaban la misma técnica para la curación de neuralgias y dolores de cabeza.

Durante la Edad Media, el conocimiento médico se concentra en los monasterios conservando en gran parte las ideas y escritos de los griegos y romanos. En algunos grupos (especialmente los cruzados) surgen algunos métodos muy eficientes para aliviar el dolor. Desgraciadamente, debido a lo secreto de muchas órdenes de aquellos tiempos, estos conocimientos han permanecido ocultos hasta nuestros días.

En 1541 Paracelso utilizó el magnetismo para "transferir" la enfermedad del paciente a una semilla sembrada. El doctor Gilbert publicó en 1600 el primer tratado científico sobre las propiedades físicas de la electricidad. F. Hauksvee (1709) inventó una máquina generadora de corriente eléctrica con fines terapéuticos para humanos. Benjamín Franklin describió en 1757 el tratamiento de las parálisis de las extremidades mediante descargas eléctricas.

En el siglo XVIII el Doctor Willjeim Ten Rhyns introdujo en el continente europeo el uso de la acupuntura. Galvani realizó experimentos con corriente directa sobre el sistema nervioso y muscular que luego fueron corroborados por Volta. Francois Magendie (1783-1855) mostró el funcionamiento de la raíces nerviosas dorsales y ventrales usando galvanopunción. Thomas Addison (1783-1860) fué el primero en utilizar corrientes galvánicas en el tratamiento de las crisis convulsivas y espasmos dolorosos. Weber (1806-1871) utilizó la corriente farádica sobre troncos nerviosos y descubrió el efecto inhibitorio sobre el corazón al estimular el nervio vago.

A partir de mediados del siglo XIX y durante casi cien años, el uso de la corriente eléctrica en la medicina sufre de falta de credibilidad debido a la carencia de bases científicas y al uso imprudente que se le dió durante esta época.

En 1965 los doctores Ronald Melzack y Patrick D. Wall crean la "teoría de las compuertas" para la modulación del dolor. Esta teoría sirve de marco para el uso de la estimulación neuronal externa en la reducción del dolor y fundamenta el estudio de la efectividad clínica de los dispositivos denominados TENS. En 1967 el Doctor N. Shealy implantó exitosamente un dispositivo

electrónico en la médula de la columna vertebral y estimuló después la piel encontrando una buena respuesta al método para el alivio del dolor; es él quien utiliza por primera vez el término Estimulación Eléctrica Nerviosa Transcutánea (TENS por las siglas en inglés de Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) hacia 1972.

En 1974 Wall y Gutnik mostraron que después de la división de un nervio periférico en animales de experimentación, la porción final del mismo era asiento de descargas eléctricas espontáneas; las cuales pueden ser detenidas por la aplicación proximal (cercana a la zona afectada) de vibración o estimulación eléctrica.

Desde julio de 1975, el TENS ha sido aceptado por Medicare (1) como un agente terapéutico idóneo para controlar el dolor y en febrero de 1976 el grupo de consulta de la F.D.A. (2) sobre los dispositivos neurológicos ha reconocido al TENS como "un método efectivo para el tratamiento de determinados tipos de transtornos del dolor".

Fox y Melzack compararon en 1976 la efectividad relativa tanto del TENS como de la acupuntura en la dorsalgia, (tipo de dolor de espalda) encontrándose que ambas formas disminuían la intensidad del dolor. Stilz y:

(1) Medicare es un sistema de seguro médico y hospitalario financiado por el gobierno de los Estados Unidos para personas mayores de 65 años.

(2) F.D.A. (Food and Drugs Administration) - agencia dependiente del Departamento de Salud, Educación y Seguridad Social de los Estados Unidos que se encarga de crear estándares acerca de los alimentos, las medicinas, productos químicos y los aparatos y sistemas que se utilicen en tratamientos y diagnósticos médicos

sus colaboradores reportaron mejoría clínica y aumento en la temperatura de la piel seguidas de la aplicación del TENS a pacientes con distrofia simpática (3). Wynn Parry aplicó el TENS en el año de 1980 a 70 pacientes con severos dolores de nervios periféricos, encontrando alivio en 38 de ellos, 5 con mejoría gradual y el resto requirió de otros tratamientos de tipo quirúrgico. Abram y colaboradores indican que en determinados pacientes, la analgesia inducida por la estimulación está asociada con un descenso del tono simpático y aumento en la temperatura de la piel.

En 1981, Tewfink obtuvo un aumento en el arco de movilidad de la rodilla en una niña con contractura en flexión por esclerodermia (dificultad de flexionar la rodilla debido a una enfermedad crónica de la piel que, entre otros síntomas, genera un abultamiento y endurecimiento de la misma), en la cual utilizó TENS y una tablilla extensora durante 6 semanas. En 1985 Carabelli y Kellerman describen el tratamiento del dolor del miembro fantasma (4) aplicando el TENS a la extremidad contralateral en 3 pacientes, obteniéndose buenos resultados.

Debido a las prometedoras respuestas de los pacientes con diversos tipos de dolor a la estimulación eléctrica transcutánea, las aplicaciones que

(3) Distrofia Simpática es una dolencia en la cuál grandes fibras nerviosas aferentes presentan una respuesta anormal a las señales enviadas por el sistema nervioso simpático o vegetativo: el dolor que se presenta es de tipo de quemadura.

(4) El dolor del miembro fantasma es un tipo de dolor que perciben personas que han sufrido amputación de un miembro y consiste en una sensación dolorosa muy molesta que el paciente localiza más allá del muñón donde anteriormente existía el miembro amputado.

se pueden dar a corto y mediano plazo son muy grandes; es por ello que resulta importante el desarrollo de tecnología propia en este campo a fin de poder satisfacer las necesidades que se presenten en los próximos años.

CAPITULO 3 - NEUROFISIOLOGIA DEL DOLOR.

3.1 Clases de Dolor.

En la actualidad el Electroestimulador Nervioso Transcutáneo (TENS) es utilizado en el tratamiento de una gran variedad de condiciones médicas, ortopédicas y quirúrgicas. Considerando la molesta naturaleza del dolor, este dispositivo ha encontrado un éxito bastante favorable. Algunos resultados documentados hablan de un alivio de hasta el 60 y 70 por ciento de las poblaciones de pacientes reportadas. Otros autores manejan rangos entre el 15 y 50 %.

Como el dolor es el síntoma que se intenta modificar por medio del uso del TENS, es recomendable familiarizarse con los diversos aspectos del dolor. Comúnmente se acostumbra dividir el dolor en dos clases principales que son: el dolor agudo y el dolor crónico.

El dolor agudo es causado por una situación de tejido dañado y su importante función biológica consiste en alertar al individuo de una herida o enfermedad. Ejemplos de este dolor se encuentran en cortadas, raspones, fracturas, cirugía, ruptura de ligamentos y músculos, dientes infectados, etc. La mayor parte de los estudios acerca del dolor se han enfocado en la inducción experimental de dolor agudo; sin embargo, la medición científica es difícil debido a la naturaleza subjetiva e individualizada del dolor. No obstante, en general, existe un mejor entendimiento del dolor agudo que del

dolor crónico ya que el dolor agudo es usualmente autolimitado en tiempo y en espacio y es mucho más fácil de tratar que el dolor crónico.

El dolor crónico por su parte no tiene en sí una función biológica y generalmente impone una tensión física, emocional, social y económica al individuo que lo padece. Las bases de los mecanismos neurofisiológicos del dolor crónico aún no se encuentran bien comprendidas. La dependencia a las drogas (o adicción) así como los cambios de personalidad pueden complicar el tratamiento de los pacientes con dolor crónico. El tratamiento del dolor, especialmente el crónico, constituye un serio problema clínico y social. Se estima que se gastan alrededor de 60 mil millones de dólares anuales en la reducción de este tipo de dolor, lo cual refleja la magnitud del problema. Ejemplos de esta clase de dolor se encuentran en el dolor del miembro fantasma, causalgia (dolor quemante originado por un daño parcial de los nervios periféricos causado por una herida de arma de fuego), neuralgia postherpética (debida a la inflamación de los nervios periféricos causada por el virus Herpes zoster), neurálgias en general, etc.

Para poder tratar el dolor de una forma efectiva, es importante comprender algunas de las bases de los mecanismos neurofisiológicos del dolor. Estas bases incluyen la forma como éste es percibido y transmitido a través del sistema nervioso. Para esto se pondrá como ejemplo la forma de transmisión del dolor agudo, debido a los estudios más amplios que se han realizado acerca del mismo, sin que esto implique que no se tome en cuenta el dolor crónico o que el TENS no pueda aplicarse en el alivio de éste.

Antes de comenzar la descripción de la transmisión del dolor a través del sistema nervioso periférico y central, es conveniente realizar un repaso de las neuronas y su funcionamiento en la transmisión de impulsos nerviosos.

3.2 Las Neuronas.

La neurona es la unidad estructural y funcional del sistema nervioso. Su diámetro no es mayor de 0.1 mm., pero su longitud puede ser de más de un metro. Funcionalmente las neuronas se pueden dividir en 3 partes principales: las dendritas que son las encargadas de recibir el estímulo tanto del medio ambiente como de otra célula; el axón, cuya función es la de conducir la excitación desde las dendritas a través de la neurona; y finalmente los teledendrones que son los encargados de transmitir el impulso a otra u otras células (neuronas o músculos). Las neuronas nunca se presentan como unidades aisladas, sino que siempre participan de una secuencia lineal o ramificada para constituir el sistema nervioso central y el periférico. Las neuronas se acomodan de tal manera que los teledendrones del axón de una neurona (llamada presináptica) se "conectan" con las dendritas de la siguiente neurona (llamada postsináptica) mediante un espacio anatómico estrecho; a esta conexión se le llama sinapsis.

Los impulsos nerviosos fueron considerados por mucho tiempo como netamente eléctricos, pero esta idea es más bien errónea, ya que no es una conducción eléctrica propiamente dicha, sino una conducción electroquímica, en la cual la transmisión se realiza por medio de cambios de polaridad en la membrana de las neuronas de la siguiente manera:

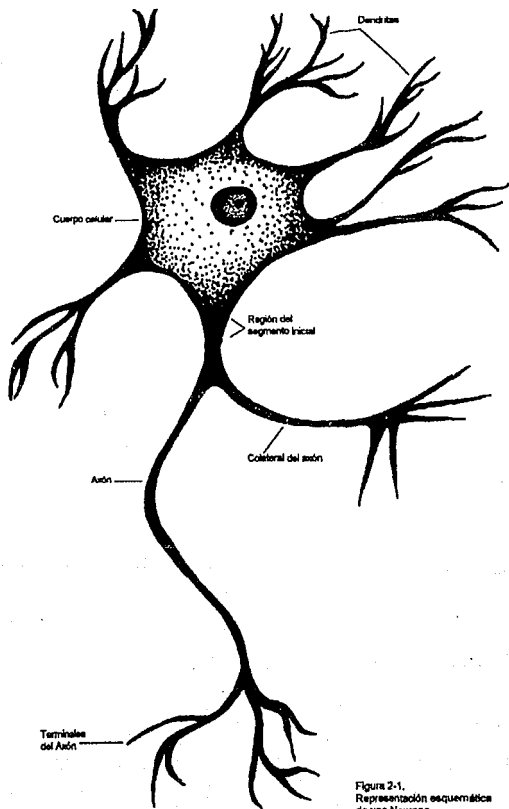


Figura 2-1.
Representación esquemática
de una Neurona.

En todas las células hay una diferencia de potencial eléctrico entre el interior y el exterior. Esto puede medirse colocando un electrodo, aislado excepto en la punta, dentro de la célula, y otro en la superficie exterior, conectando ambos electrodos a un galvanómetro. La diferencia de potencial a través de la membrana plasmática de una neurona es de entre 60 y 90 mV, siendo el interior negativo con respecto al exterior. Esta diferencia de potencial se llama potencial de reposo.

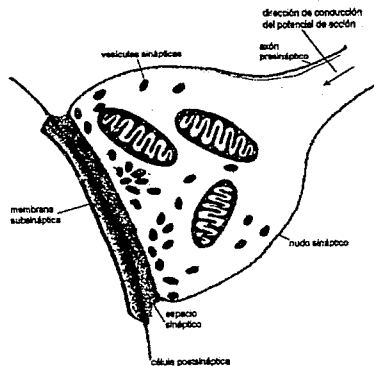
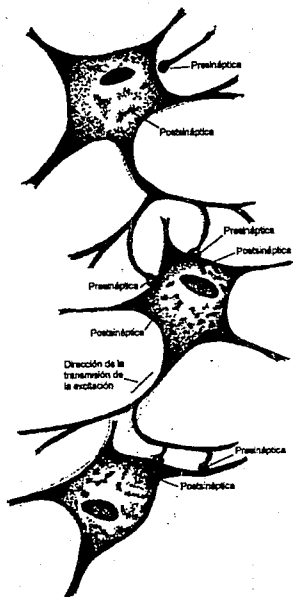
El nervio responde a un estímulo eléctrico siempre y cuando éste sea de intensidad y duración suficientes como para reducir la diferencia de potencial a través de la membrana desde su valor en reposo hasta un voltaje crítico, a esto se le llama potencial de acción. Esta reducción del potencial transmembrana recibe el nombre de despolarización. La corriente mínima para producir el estímulo se denomina reobasia y está expresada en unidades de densidad de corriente (mA/cm^2). Ya desencadenado el potencial de acción en cualquier punto de una fibra normal, el proceso de despolarización (que dura aproximadamente 2 milisegundos) se transmite por toda la membrana.

Durante un breve intervalo después del paso de un impulso a lo largo de una fibra nerviosa, un segundo impulso no podrá producir ninguna respuesta. Este periodo se conoce como periodo refractario absoluto y su duración es de entre 0.5 y 2 ms. Después de este periodo viene otro en el cual la fibra es capaz de responder al estímulo, pero no con la misma potencia; este periodo se denomina periodo refractario relativo. El tiempo necesario para que la excitabilidad del nervio regrese a lo normal es de aproximadamente 100 ms.

El potencial de acción es provocado por una serie de cambios en la permeabilidad de la membrana para el sodio y el potasio. Cuando las vías de sodio se abren y los iones de sodio penetran hacia el interior de la membrana, las cargas positivas de los iones de sodio no sólo neutralizan la electronegatividad normal dentro de las fibras, sino que crean un exceso de carga positiva, con lo cual hacen positivo el potencial de membrana dentro de la fibra. Esto se llama inversión de potencial, el cual para las fibras mielínicas normalmente tiene un valor de 45 mV.

Después de una milésima de segundo, la permeabilidad para el sodio disminuye hasta un valor normal, al mismo tiempo la permeabilidad para el potasio aumenta, permitiendo una rápida salida de iones de potasio a través de la membrana. Lo anterior transfiere un gran número de cargas positivas hacia afuera, creando negatividad dentro de la membrana aproximadamente a su valor original. Un potencial de acción desencadenado en cualquier punto de la membrana, puede excitar porciones cercanas de la misma, causando la propagación del potencial. El impulso puede transmitirse en todas direcciones hasta que la membrana se ha despolarizado.

Como se expresó anteriormente, las neuronas se encuentran conectadas por medio de sinapsis; en algunos casos, los estímulos nerviosos pasan de una neurona a la siguiente por medio de una conducción de corrientes eléctricas en el líquido que rodea a ambas neuronas, pero en la mayoría de los casos, la transmisión de los impulsos de la neurona presináptica a la postsináptica se realiza por medio de dos procesos: neurosecreción y quimiorrecepción. La llegada de un impulso nervioso a la punta del axón estimula la liberación de un neurotransmisor específico desde su lugar de almacenamiento en dicho



Figuras 2-2 y 2-3
Diagramas esquemáticos
de sinapsis neuronales.

teledendrón, penetrando en el estrecho espacio sináptico que queda entre las neuronas adyacentes, llegando por difusión a los puntos moleculares precisos de la dendrita que ocasionan modificaciones en las propiedades de la membrana celular, continuándose de esta manera el impulso a través de la siguiente neurona.

La unión sináptica es un punto de resistencia al flujo de impulsos en el sistema nervioso, de modo que no todos los que llegan a la sinapsis se propagan a la neurona siguiente. La resistencia es distinta en las diferentes sinapsis, lo que es importante para dirigir el camino de los impulsos por la red nerviosa y la respuesta del organismo a un estímulo determinado. La resistencia sináptica puede modificarse por el impulso nervioso; un impulso puede anular el efecto de otro, fenómeno conocido como inhibición. La circunstancia opuesta, es decir, que un impulso favorezca a otro, se llama facilitación.

3.3 Vías de Conduccion del Impulso Doloroso.

El estímulo nociceptivo (doloroso) en la dermis de la piel es transducido por los receptores cutáneos que reciben el nombre de terminales nerviosas libres. Estas neuronas son estructuralmente similares o idénticas, pero funcionalmente son específicas en términos del estímulo que transducen.

Las terminaciones nerviosas libres tienen su cuerpo celular en un ganglio de la raíz posterior, la cual se subdivide en ramas pequeñas periféricas. las señales nerviosas dolorosas son transmitidas por dos vías

nerviosas aferentes separadas: las fibras A-delta y las fibras C. El dolor que es de naturaleza penetrante y punzante, como aquél causado por un estímulo doloroso abrupto, es transmitido por las fibras A-delta con velocidad de conducción entre 3 y 20 m/s. Las fibras C, que son pequeñas, no mielinizadas y de conducción lenta (entre 0.5 y 2 m/s), transmiten el dolor de tipo quemante y continuo.

En los nervios periféricos, las fibras A-delta (grandes) y las fibras C (pequeñas), se encuentran arregladas de forma aleatoria. Poco antes que los nervios periféricos ingresen a la médula espinal, las fibras C se agrupan en una división lateral y las fibras A-delta se agrupan en una división media de la raíz dorsal. La división media entra inmediatamente a la médula espinal formando un gran manojito de fibras en el asta medio dorsal.

Las fibras pequeñas entran lateralmente en el tracto de Lissauer (ver figura). Estas fibras viajan por el tracto a lo largo de varios segmentos espinales antes de incorporarse al asta dorsal de la médula espinal. Las terminaciones nerviosas libres contienen algunas sustancias químicas, las cuales son liberadas ante un tipo de estimulación, donde se combinan con receptores produciendo despolarización. Un porcentaje de las células de los ganglios dorsales contienen dichas sustancias, lo mismo que las capas marginales y la sustancia gelatinosa.

Se ha examinado la estructura exacta y la circuitería neural de las fibras aferentes en el asta dorsal, pero aún existe debate y no se ha comprendido completamente cual es el verdadero camino que siguen los impulsos nerviosos dolorosos a través de la médula espinal.

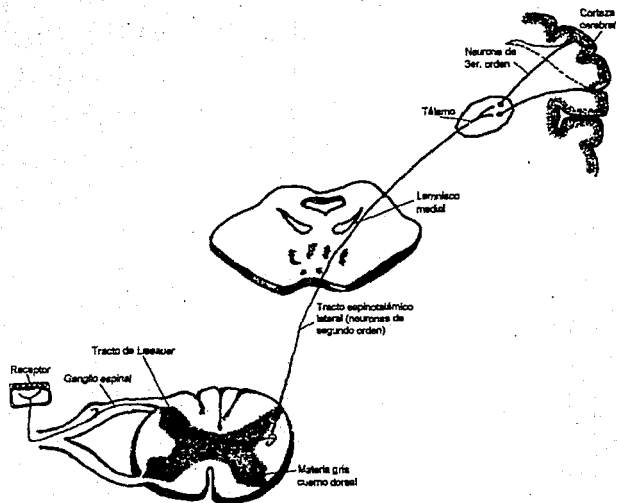


Figura 2-4.
Vías de conducción del
impulso nervioso del
dolor.

Se sabe que tanto las fibras A-delta como las fibras C realizan sinapsis excitatorias en las neuronas de la sustancia gelatinosa del area gris dorsal de la médula espinal. Adicionalmente las fibras A-delta realizan sinapsis excitatorias en el nucleus proprius, mientras que las fibras C realizan a su vez sinapsis con las células marginales de la médula espinal.

Las neuronas de la sustancia gelatinosa están implicadas en la realización de sinapsis inhibitorias en las células marginales. La estimulación repetitiva de la sustancia gelatinosa por las fibras A-delta puede resultar en la inhibición de las células marginales, modulando el umbral del dolor.

Bishop afirma que la médula espinal es un centro integrativo del proceso sensitivo, no solo una estación relevadora. Ella sostiene: "La gran mayoría de los impulsos que entran a la raíz dorsal son filtrados sin que lleguen a hacerse concientes en algún momento". (1)

El tracto espinotalámico transporta los impulsos nociceptivos al cerebro. La mayoría de las neuronas se proyectan al lado hemisférico contralateral y responden a presión intensa, además de estímulos dolorosos y táctiles. Los tractos espinotalámicos consisten en: tractos espinotalámicos laterales (neoespinotalámicos) y tractos espinotalámicos ventrales (paleodivisión). El tracto

(1) Bishop, B: Pain: Its physiology and rationale for man-agement. Part 1. Neuroanatomical substrate of pain. Phys. Ther. 60:13, 1980

neoespinalámico se proyecta en el núcleo talámico posterior y se asocia con la discriminación espacial y temporal del dolor y el tacto. La paleodivisión se proyecta medialmente en el tálamo y se asocia con los aspectos no discriminativos del dolor.

Mientras asciende, el tracto espinalámico envía impulsos colaterales a la formación reticular. Entre las neuronas principales de la formación reticular que responden a los estímulos dolorosos están las neuronas bulborreticulares y las neuronas reticulares mesencefálicas. Se cree que la formación reticular juega un papel muy importante en la percepción de los diversos niveles de conciencia del dolor.

Las vías aferentes sensitivas alcanzan su destino en el núcleo talámico y en las áreas de la corteza cerebral en las que se proyecta. Patton y sus colaboradores afirman que el núcleo talámico y la corteza en la que se proyectan están tan íntimamente conectados que no tiene sentido investigar la función relativa sensorial de cada una.

No parece existir una separación real entre las áreas que reciben estímulos dolorosos y aquéllas que reciben estímulos no-dolorosos en el tálamo, de igual forma que no está clara la separación de las neuronas en el asta dorsal. Se piensa que el tracto neoespinalámico asciende por el núcleo posterolateral ventral del tálamo, mientras que el tracto paleoespinalámico se proyecta en el núcleo intralaminar del tálamo. Las células talámicas se proyectan en la corteza somatosensorial del giro postcentral. El papel exacto que juega la corteza en la transmisión del dolor es incierto en la actualidad.

CAPITULO 4 - EL ELECTROESTIMULADOR NERVIOSO TRANSCUTANEO (TENS) PRINCIPIOS Y APLICACIONES.

4.1 Introducción

Existen varias teorías que se han desarrollado para explicar los mecanismos de modulación del dolor. Es de suma utilidad comprender estas teorías a fin de obtener una aplicación eficiente del TENS.

4.2 Teoría de la Especificidad.

La Teoría de la Especificidad es la teoría tradicional propuesta inicialmente por Descartes en 1644. El sugería que la vía de conducción del dolor era una unión directa entre el receptor en la piel y el área en el cerebro asociada con dicha sensación, ya fuera tacto, calor, frío o dolor. Descartes utilizó para su explicación la analogía de jalar el extremo de una cuerda (el receptor de la piel) para hacer sonar una campana en el otro extremo (el centro del dolor en el cerebro).

Esta teoría tuvo pocos cambios hasta el siglo XIX. En 1842, Müller propuso la doctrina de las energías nerviosas específicas que afirma que el cerebro recibe la información del medio a través de los nervios sensitivos. Cada fibra nerviosa transmite solamente una modalidad de sensación dependiendo del receptor y el punto terminal en el cerebro.

En 1894-1895, Max von Frey propuso la teoría de los sensores cutáneos para explicar la gran variedad de sensaciones. Utilizando la inferencia y la deducción científicas, von Frey asignó varios receptores anatómicamente especializados en la piel a ciertas sensaciones particulares. De acuerdo a esta teoría, los corpúsculos de Meissner proveen el sentido del tacto, los bulbos terminales de Krause son los responsables del frío, los órganos de Ruffini son los receptores del calor. Como el dolor se puede sentir en cualquier sitio y como las terminales nerviosas libres se encuentran también en todo lugar, von Frey dedujo que los receptores del dolor son las terminales nerviosas libres.

En los últimos 50 años, se han realizado extensiones de la teoría de la especificidad para adecuarse a los descubrimientos de que nervios de diferente tamaño están asociados con diferentes tipos de receptores somáticos y que ciertas lesiones en la columna vertebral traen consigo la imposibilidad de sentir dolor.

A pesar de que la especialización de los receptores en términos de un menor umbral para un estímulo en particular es precisa, existen serias fallas en las afirmaciones de von Frey. Por ejemplo, si el camino del dolor fuese únicamente de las terminales nerviosas libres a través de las fibras A-delta y C, al tracto espinotalámico lateral y la porción ventrolateral del tálamo (como se explicó en el capítulo anterior), entonces si alguna de estas partes se dañara, desaparecería el dolor. Melzack y Wall encontraron que el dolor seguía presente después de una lesión quirúrgica del tracto espinotalámico lateral. Además de que, como ellos mismos afirman, el dolor debe tener un aspecto psicológico, ya que de seguirse estrictamente esta teoría, para cierto

estímulo existiría una única sensación de dolor, pero en muchas ocasiones un mismo impulso trae consigo diferentes sensaciones de acuerdo a la situación en que se presenta.

4.3 Teorías del Patrón y la Convergencia.

Debido a la imposibilidad de la Teoría de la Especificidad para explicar muchas de las observaciones fisiológicas, psicológicas y clínicas acerca del dolor, se han desarrollado varias teorías basadas en la suma central de las entradas neurales. Estas teorías han recibido en general el nombre de Teorías del Patrón y la Convergencia. Una de estas teorías sugiere que el dolor se establece siempre que un patrón de impulsos nerviosos que llegue a las células del cuerno dorsal (parte posterior de la médula espinal) exceda ciertos límites críticos. El largo retraso y el dolor persistente que se observa en los pacientes de dolor crónico se deben a una suma anormalmente lenta a la altura de la columna vertebral. Otra Teoría del Patrón sugiere que el dolor se debe a una excesiva suma espacial y temporal de la actividad nerviosa periférica inervada por receptores no específicos. Por tanto el dolor no resulta necesariamente de una estimulación excesiva de muchos nervios sensitivos, tomando la estimulación visual por ejemplo.

Livingston propuso que los mecanismos centrales son los responsables de gran parte del fenómeno de suma inusual de impulsos asociados con el dolor del miembro fantasma, causalgia (tipo de dolor quemante causado por heridas de armas de fuego) y ciertas neuralgias. El, también propuso que el daño de los nervios periféricos puede crear redes neurales autoexcitatorias

en la columna vertebral. Las transmisiones espinales enviarán entonces impulsos a los mecanismos de percepción centrales que serán identificados como dolor.

4.4 Teoría de la Compuerta.

Los conceptos de patrones de suma o convergencia de las entradas en el sistema nervioso central aparecieron para explicar muchas de las observaciones clínicas acerca del dolor crónico. No obstante, los mecanismos teóricos en los que se basan, o bien no son verificables experimentalmente o se contraponen a los conceptos aceptados de la especialización fisiológica de los receptores somáticos. Estas inadecuaciones junto con nuevas evidencias experimentales de que ciertas neuronas espinales responden exclusivamente a los estímulos nociceptivos (dolorosos), mientras que otras responden tanto a los estímulos nociceptivos como a los no nociceptivos, indujeron a Melzack y Wall a proponer su Teoría de la Compuerta. Esta teoría está basada en las interacciones entre diversas entradas nerviosas periféricas en la médula espinal. Estas neuronas cuando, son activadas crean la sensación de dolor.

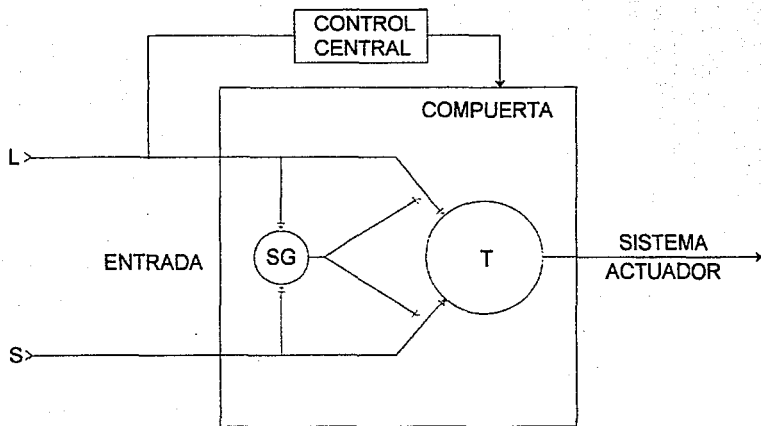


FIGURA 5-1. TEORIA DE LA COMPUERTA. DIAGRAMA SIMPLIFICADO.

Existen muchas características importantes en este modelo, una de las cuales ha llevado al desarrollo de la estimulación eléctrica para el alivio del dolor. El modelo de Melzack y Wall muestra que siempre que converjan entradas nociceptivas y entradas no nociceptivas en una neurona espinal, las mismas entradas interaccionan de una forma especial. El modelo propone que las fibras nerviosas no nociceptivas (L) pueden, a través de la acción de compuerta de las neuronas de la sustancia gelatinosa (SG), inhibir la entrada de las fibras nerviosas nociceptivas (S) antes de que realicen sinapsis en la primera neurona de transmisión central espinal (T). El modelo predice que activando las fibras no nociceptivas se puede inhibir la entrada nociceptiva y por tanto reducir e incluso bloquear la percepción del dolor.

Otra característica del modelo del dolor de Melzack y Wall, que no fue muy bien desarrollada en 1965 (fecha en que se propuso este modelo), fue una caja negra con el nombre de "Control Central"; este control modula los mecanismos de compuerta de la médula espinal por medio de las fibras descendentes y fue utilizado para explicar un amplio rango de influencias moduladoras del dolor, tales como la respuesta de placebo (reacción del paciente a un agente o intervención inactiva y que se debe a diversos factores como la expectativa o esperanza inherentes en el proceso de tratamiento), la hipnosis, la medicación, la distracción y el estrés. Cuando la salida de la célula T excede cierto nivel crítico, activa el Sistema Actuator que son todas aquellas áreas neurales que se relacionan con la compleja experiencia del dolor.

La actividad intensa en las fibras nociceptivas de diámetro pequeño A-delta y C en este modelo, activa directamente las células T e inhibe las

interneuronas de la SG (las cuales no pueden ya a su vez inhibir las células T), por lo tanto se transmite la señal del dolor. Mas aun, una actividad intensa y prolongada en las fibras A-delta y C puede incluso facilitar la transmisión (abrir la compuerta) hacia otras áreas del sistema nervioso central y expandir el dolor a otras regiones realizando el curioso fenómeno de suma en los síndromes de dolor crónico descritos anteriormente. Inversamente, si existe una gran actividad aferente en las fibras A de rápida conducción, grandes y mielinizadas, los efectos inhibitorios causados por la SG en las células T se incrementa, de tal forma que la actividad de éstas células es inhibida (la compuerta se cierra).

Estudios basados en parte en el modelo de compuerta para el control del dolor, han revelado subsecuentemente que la actividad neural en la espina vertebral (nivel segmental) influencia fuertemente la percepción del dolor. Actualmente se sabe que los axones segmentales que transmiten la señal de daño o herida realizan sinapsis con un gran número de neuronas a diversos niveles y sitios a lo largo del cuerno dorsal. Más aún, neuronas situadas más profundamente en el cuerno dorsal (lámina 5) (1) responden a entradas tanto somáticas como viscerales y pudieran estar relacionadas con el fenómeno de dolor referido (dolor que se percibe en áreas distantes de la fuente del mismo). Muchas de las neuronas de la lámina 1 y 5 también se proyectan contralateralmente e ipsolateralmente en los tractos espinotalámicos y después en el tálamo y la corteza sensorial.

(1) El cuerno dorsal de la médula espinal se subdivide en varias láminas de acuerdo a la distribución de la materia gris.

4.5 Mecanismos de las Encefalinas y las Endorfinas.

En los primeros años de la década de los setentas, se encontró que las entradas supraespinales descendentes están muy relacionadas con la percepción del dolor. Estas entradas están controladas por péptidos endógenos opiáceos (neurotransmisores como las encefalinas y las beta endorfinas). Actualmente se sabe que un poderoso sistema de inhibición del dolor se origina en la sustancia gris periacueductal que rodea el acueducto cerebral a la altura del cerebro medio. Las neuronas de esta región pueden ser activadas por morfina o por estimulación eléctrica. Estas neuronas activan a su vez a otras neuronas en el cerebro que se proyectan en la médula espinal y liberan serotonina, un neurotransmisor inhibitorio no opiáceo que, según los estudios, resulta importante en muchos estados de comportamiento. La serotonina juega un papel importante en la conciencia del dolor, porque niveles bajos de serotonina en el líquido cefalorraquídeo causan un incremento en la sensibilidad a estímulos dolorosos. Es común encontrar niveles cefalorraquídeos bajos de serotonina en pacientes con dolor crónico.

Las encefalinas producen analgesia cuando son liberadas de sus terminales neuronales al combinarse con ciertos receptores opiáceos específicos para deprimir la habilidad de los receptores. La mayoría de los receptores opiáceos se encuentran en la médula espinal, en sus primeras 3 láminas. Las encefalinas tienen una vida media de 2 minutos y pierden rápidamente su efecto analgésico una vez que cesa el estímulo.

Las beta endorfinas se encuentran localizadas en la glándula pituitaria. Aparentemente son más potentes que las encefalinas. Parte de la molécula de una beta endorfina consiste en ACTH (Hormona Adenocorticotrópica), sustancia que se sabe es liberada en respuesta al estrés o traumatismos múltiples. La vida media de 4 horas de las beta endorfinas se puede traducir en un alivio del dolor más largo después de la estimulación. La liberación de beta endorfinas se puede incrementar por medio de la estimulación de los nervios periféricos a baja frecuencia y alta intensidad.

La estimulación dolorosa de las fibras C es conocida como analgesia por hiperestimulación, esto causa liberación natural de beta endorfinas, activando el control descendente del cuerno dorsal de la médula espinal.

Experimentos con la droga naloxona (un antagonista de la morfina) han confirmado la teoría de las beta endorfinas. En estos estudios, la liberación de beta endorfinas fué estimulada por un TENS de baja frecuencia y alta intensidad. Después de la inyección de la naloxona, el efecto analgésico de las beta endorfinas cesó, y el dolor retornó, sugiriendo que la analgesia resultante de la liberación de beta endorfinas puede ser controlada de una forma similar a la morfina.

Existe una sustancia llamada sustancia P que es un neurotransmisor necesario para la transmisión del dolor. Se ha demostrado que las encefalinas y las beta endorfinas bloquean la sustancia P y por tanto inhiben presinápticamente la transmisión nociceptiva aferente.

Las interacciones entre los sistemas endógenos opiáceos y no opiáceos están en estudio en experimentos precisos en animales anestesiados y no anestesiados. Existen indicaciones clara de que la acción inhibitoria supraespinal de los opiáceos endógenos pueden ser los mecanismos conocidos como analgesia inducida por estrés.

Aparentemente la inhibición descendente es un analgésico más efectivo que la inhibición ascendente.

4.6 Desarrollo del TENS para Alivio del Dolor

La Teoría de la Compuerta de Melzack y Wall tiene un gran número de implicaciones para el tratamiento del dolor. Por ejemplo, explica como una estimulación somática intensa y casi dolorosa puede producir algunas veces un alivio significativo y de larga duración del dolor (analgesia por hiperestimulación). Además la teoría provee una base conceptual para explicar la hiperalgia, el dolor referido, la analgesia por acupuntura y ciertos tipos de dolor crónico. Una de las pruebas mas directas de esta teoría es la estimulación de grandes nervios periféricos aferentes a fin de ver si el dolor puede ser reducido e incluso eliminado. Con varios reportes positivos al respecto, médicos con ayuda de fabricantes de equipo comenzaron a ver la forma de utilizar la estimulación eléctrica para ciertos tipos de dolor crónico hasta ese momento intratable.

En la actualidad existen 4 formas de aplicar la estimulación eléctrica en el tratamiento del dolor. Estas son: 1) Electroestimulación Nerviosa Transcutánea

(TENS) empleando electrodos en la superficie de la piel. 2) Estimulación Nerviosa Periférica por medio de electrodos implantados. 3) Estimulación de la columna dorsal con electrodos colocados ya sea en el espacio subdural (espacio entre las meninges) o fuera de la duramadre (una de las meninges) en los niveles torácico o cervical de la columna vertebral. 4) Estimulación profunda del cerebro.

El TENS fue inicialmente utilizado como parte de un programa para establecer la candidatura de pacientes para la estimulación de la columna dorsal (DCS por sus siglas en inglés). La estimulación de diversos nervios aferentes por medio de dispositivos de baterías era utilizada para estimar el éxito probable de la DCS. El alivio del dolor producido en ciertos pacientes fue tan grande que se comenzó a utilizar el método como una modalidad terapéutica separada, en parte por su naturaleza no invasiva.

La habilidad de la estimulación nerviosa transcutánea para reducir el dolor fué inicialmente examinada en pacientes con dolor crónico, debido a que eran estas personas las que no habían obtenido alivio alguno sin importar el tratamiento que se hubiese utilizado: analgésicos, terapia física, ejercicios especiales, neurocirugía. Inclusive en aquéllos que experimentaban alivio del dolor por medio de narcóticos poderosos, cuyo uso a largo plazo provocaba efectos secundarios indeseables como son: adicción a las drogas, tolerancia a las mismas, reacciones alérgicas, vértigos, adormecimiento, depresión del sistema nervioso central, decremento de la agudeza mental y cambios de humor.

Muchas de las primeras aplicaciones clínicas del TENS fueron guiadas por la teoría de Melzack y Wall de la compuerta y empirismo puro acerca de la localización de los electrodos, tipo y tiempo de la estimulación aplicada. El porcentaje de pacientes con dolor crónico que se beneficiaron con este nuevo tratamiento variaba de acuerdo a cada estudio de entre el 33 al 70% de pacientes beneficiados con esta forma de estimulación. Los tipos de dolor que se trataron en estos primeros estudios fueron: neuropatía periférica, dolor de muñón, síndrome lumbar crónico (lumbago), daño de la columna vertebral, ciática, dolor de pecho postincisional (después de una cirugía), neuralgia postherpética, causalgia (dolor provocado por la destrucción de los nervios por un arma de fuego), dolor cervical crónico.

Experimentos posteriores dan al TENS un gran éxito en el tratamiento del dolor asociado con artritis reumática, dolor del miembro fantasma, dolor ocasionado por cáncer. En lo que respecta al dolor agudo, el TENS ha sido utilizado en el tratamiento del dolor postoperatorio, dolor por fractura, en dolor de angina de pecho (sin que se modifique visiblemente la monitorización del segmento ST) y, con ciertas dudas de parte de algunos médicos, para la disminución de los dolores de parto, en cuyo caso se deben utilizar filtros y limitar la corriente a fin de evitar estimulación del corazón del bebé y poder realizar la monitorización cardiaca del mismo sin problemas de ruido ocasionados por el TENS.

No obstante del éxito que ha tenido hasta el momento el uso del TENS en el alivio de muchos tipos de dolor, la efectividad del mismo no puede ser medida de una forma objetiva debido a lo que los propios Melzack y Wall afirmaron acerca de la existencia de una naturaleza psicológica del dolor, de

tal forma que aunque el TENS haya probado una efectividad muy alta en muchos casos, su éxito en un paciente no puede ser predicho de antemano y sigue estando en la mayoría de los casos en un nivel parcialmente empírico.

**CAPITULO 5 - ESTUDIO DE LOS DISPOSITIVOS EXISTENTES.
ESPECIFICACIONES GENERALES DEL PROTOTIPO.**

5.1 Características Físicas Generales.

Debido a la naturaleza del TENS y sus aplicaciones, los dispositivos que intenten funcionar como estimuladores nerviosos transcutáneos deben cumplir con ciertos requisitos para poder ser tanto competitivos como eficientes.

Para cuestiones de estudio de las características básicas de estos dispositivos se han elegido ciertos productos de uso más frecuente dentro de la gama de TENS disponibles en la actualidad y que son los siguientes:

Producto	Fabricante
Basix	Empi, Inc. 261 South Commerce Circle Fridley, MN 55432 U.S.A.
Dynex II	La Joya Technology, Inc. 11558 Sorrento Valley Road San Diego, Ca. 92121 U.S.A.
Selectra (Neuromod 7720)	Medtronic, Inc. Neuro Division 6951 Central Ave. N.E. Minneapolis, MN 55440
Neuromod 7718	Medtronic, Inc. Neuro Division 6951 Central Ave. N.E. Minneapolis, MN 55440

Producto	Fabricante
Mentor 250	Mentor Corporation 1499 West River Road North Minneapolis, MN 55441 U.S.A.
Staedyn Maxima	Staedynamics, Inc. 1225 Florida Ave. Longmont, CO. 80502 U.S.A.
3M Tenzcare	3M Medical Products Division 3M Center, Bldg. 225-5S St. Paul, MN 55144 U.S.A.

Entre las características físicas del TENS que resultan de mayor importancia están el tamaño y peso, debido a que el dispositivo debe ser totalmente portátil. En los aparatos estudiados se tienen los siguientes valores:

Producto	Peso (*)	Dimensiones (cm)
Empi	125 g	8.8 x 6.0 x 2.0
Dynex II	114 g	6.4 x 8.9 x 2.2
Selectra	115 g	6.1 x 9.4 x 2.8
Neuromod 7718	70 g	4.5 x 8.4 x 1.9
Mentor 250	100 g	7.6 x 5.6 x 1.8
Staedyn Maxima	156 g	6.5 x 9.3 x 2.2
3M Tenzcare	135 g	9.0 x 5.9 x 2.3

(*) Incluye baterías

Otra característica importante es la fuente de alimentación del TENS. En la mayoría de las aplicaciones el paciente realiza su vida normal y solamente en pocas ocasiones se encuentra en un lugar fijo, por lo que el aparato debe funcionar con baterías. En los modelos estudiados se utilizan baterías alcalinas o de níquel-cadmio (NiCad) que tienen la ventaja de que son recargables. La mayoría de los modelos funcionan con baterías de 9 Volts (7.2 u 8.4 Volts en el caso de las baterías recargables), aunque algunos funcionan con 3 o 4 baterías tamaños AA o AAA (1.5 Volts cada una).

5.2 Tipo de Electrodo.

Una de las mayores atracciones del TENS es su naturaleza no invasiva (es decir, que no se coloca dentro del cuerpo) ya que es preferible la estimulación superficial a la estimulación invasiva (electrodos implantados), tomando en cuenta que los resultados son bastante similares y la diferencia es poco significativa.

La estimulación de los nervios por medio de electrodos superficiales requiere una interfaz que sea biocompatible para niveles relativamente grandes de corriente y largos intervalos de tiempo a fin de evitar irritaciones, molestias o algún otro síntoma secundario. Como la corriente en los dispositivos electrónicos es conducida por electrones mientras que las corrientes fisiológicas son conducidas por iones, es necesario utilizar una interfaz electrodo-electrolito para convertir ambos tipos de corriente. La

conversión es usualmente realizada por medio de sustancias gel que contienen aniones y cationes en suspensión.

Las aplicaciones iniciales del TENS utilizaban electrodos para monitoreo de electrocardiografía (ECG) o electroencefalografía (EEG), pero estos electrodos estan diseñados para corrientes de microamperes y uso de minutos u horas, no días o meses y con niveles de corriente considerablemente más altos. Los problemas de utilizar electrodos para ECG o EEG en estas condiciones incluyen irritación de la piel, contacto no uniforme, movimiento del electrodo y secado del gel. Los esfuerzos para superar estos problemas trajeron consigo el desarrollo de diversos tipos de electrodos diseñados específicamente para la estimulación superficial.

Para reducir la irritación de la piel y tener una estimulación más confortable, se necesitan electrodos más grandes para reducir la densidad de corriente y electrodos más flexibles para mejorar el contacto entre el electrodo y la piel y que su uso sea más confortable durante periodos prolongados. Los electrodos diseñados para uso repetido fueron hechos de algún tipo de elastómero como carbón de caucho, impregnándolos de partículas de carbón para tener una buena conducción. Para aplicaciones de una sola vez se desarrollaron electrodos de materiales esponjosos impregnados con gel conductivo montados en un adhesivo. Para hacer los electrodos más flexibles se fabricaron lo más delgados posible sin sacrificar la integridad estructural o su resitencia mecánica.

Debido a la resistividad de los materiales de los electrodos, la distribución de la corriente entre el electrodo y la piel no es uniforme, este

factor no es muy grave si se trata de electrodos pequeños (menos de 10 cm²), pero en el caso de electrodos de mayor superficie, la densidad de corriente puede variar entre un 10 y un 90% del valor máximo, teniendo la mayor densidad en el lugar en que se conecta el cable al electrodo. Para superar esta desventaja los fabricantes han colocado pequeños alambres o cables en los electrodos de mayor tamaño con cierto éxito. Otros fabricantes han propuesto y probado electrodos de materiales compuestos, de tal forma que se iguale la resistencia por la cual tiene que pasar la corriente en las diversas areas del electrodo.

En la actualidad se puede elegir entre electrodos de caucho impregnados en carbón que pueden ser reutilizados muchas veces (más de 100), electrodos desechables impregnados de gel conductivo, o electrodos semidesechables (3 a 10 aplicaciones) de gel seco hechos de Karaya, una goma polisacárida conductiva que se encuentra naturalmente en un tipo de árbol en la India, o algún equivalente sintético. Las formas y tamaños de los electrodos son variables.

En la siguiente tabla se muestran los tres diferentes tipos de electrodos, así como sus principales características, ventajas y desventajas.

Tipo de Electrodo	Desechable	Semidesechable	Reutilizable
Número de aplicaciones	1	3-10	> 100
Costo aproximado (dólares)	menos de 3.00	5.00 - 10.00	4.00 (*)
Adhesión y Conducción	Área conductiva rodeada de cinta con adhesivo. (Gel húmedo en esponja)	Adhesivo conductivo sobre toda la superficie.	Requiere agregar gel conductivo y cinta adhesiva.
Materiales que lo componen	Material esponjoso	Material esponjoso, película plástica y silicato de carbón.	Silicato de carbón

Tipo de Electrodo	Desechable	Semidesechable	Reutilizable
Ventajas	Fácil de usar, Muy buena adhesión confortable.	Fácil de usar poca irritación de la piel, confortable.	Muy buen desempeño eléctrico, bajo costo por uso.
Desventajas	Alto costo por uso, irritación de la piel, pobre desempeño eléctrico	Pobre adhesión. Requiere mayor cuidado en su almacenamiento, desempeño eléctrico mediano.	Se requiere más preparación, irritación de la piel, usa gel y cinta, poca adhesión

Para seleccionar el tipo de electrodo a utilizar es necesario conocer el tiempo en que se van a aplicar los electrodos, tipo de piel, localización de los electrodos, tipo de actividades del paciente, costos.

5.3 Frecuencia, Tiempo, Forma de Onda, Características Eléctricas.

Aunque los mecanismos precisos responsables de los efectos analgésicos del TENS no han sido totalmente dilucidados y al parecer no existe una forma de onda óptima, la presión de la competencia ha impulsado a los fabricantes a desarrollar y proponer varios tipos de forma de onda como superiores a las demás. Algunos estimuladores producen un pulso rectangular modificado, otros producen pulsos bifásicos asimétricos u ondas en forma de espiga. Algunos de estos equipos modulan el ancho de pulso, la frecuencia o la amplitud; los TENS más sofisticados ofrecen una variedad de formas de onda y modos de modulación de tal forma que los médicos y pacientes pueden elegir la estimulación más idónea para cada caso. Otros aparatos incluyen modo de disparo en baja frecuencia, modo de frecuencia alternada y modo de modulación de intensidad.

El motivo principal de estos desarrollos estriba en obtener una menor adaptación sensitiva (es decir, evitar, en la medida de lo posible que el TENS pierda su efecto debido a que los nervios se acostumbren al estímulo), y una mayor cantidad de nervios activados sin que ésto vaya acompañado de contracciones musculares no deseadas. Datos preliminares indican que la

modulación de los parámetros de estimulación cada 3-5 segundos reduce efectivamente la adaptación sensitiva y probablemente incrementa el número y tipo de fibras activadas durante la estimulación. Al parecer, los equipos que ofrecen varios tipos de estimulación tienden a ser más eficientes que los que ofrecen solo una forma de onda. Muchos pacientes han reportado que el nivel del dolor y sus características pueden cambiar día con día e incluso hora tras hora, por lo que es conveniente que se pueda cambiar el tipo de estimulación en forma acorde a los cambios en el dolor mismo.

En general la estimulación nerviosa transcutánea emplea bajas frecuencias debido a que los estudios muestran que un rango bajo de pulsos por minuto producen un mayor alivio que frecuencias más altas.

En lo que respecta a la intensidad del impulso ésta depende del tipo y nivel del dolor, aunque normalmente se establecen límites de tal forma que se pueda restringir la corriente utilizada sobre el paciente.

En la mayoría de los equipos se utilizan 2 canales para poder tener una mejor estimulación del área deseada.

En los equipos estudiados los parámetros de tipo de onda, frecuencia (pulso por segundo) y ancho de pulso se pueden resumir en la siguiente tabla:

Equipo	Forma de Onda	Frecuencia (Hz)	Ancho de pulso (μs)
Basix	Rectangular, bifásica, ancha o angosta.	2 - 152	0-200 (angosta) 0-400 (ancha)
Dynex II	Rectangular, asimétrica bifásica, cero dc neto.	2 - 100	40 - 200
Selectra	Rectangular o espiga asimétrica bifásica cero dc neto.	2 - 99	Rectangular 50 - 250 Espiga 80 fijo
Neuromod 7718	Espiga bifásica	3 - 85	80 fijo
Mentor 250	Pulso rectangular modificado cero dc neto.	3 - 110	60 - 200

Equipo	Forma de Onda	Frecuencia (Hz)	Ancho de Pulso (μs)
Stadyn Maxima	Rectangular asimétrica bifásica, cero dc neto	2 - 250	50 - 250
3M Terzcare	Pulso rectangular cero dc neto	4 - 185	30 - 200

En lo que respecta a la amplitud de salida, los modelos estudiados dan los siguientes valores:

Producto	Salida (carga)
Basix	0 - 60 V (1000 Ω)
Dynex II	0 - 60 mA (0 - 1500 Ω) corriente constante
Selectra	Pulso cuadrado: 0 - 50 mA Espiga: 0 - 80 mA c. cte
Neuromod 7718	0 - 75 mA corriente constante
Mentor 250	0 - 45 mA (1000 Ω)
Staedyn Maxima	0 - 80 mA (500 Ω) c. cte
Tenzcare	0 - 70 mA (500 Ω)

5.4 Especificaciones Generales del Prototipo.

De acuerdo a las características y parámetros existentes en los dispositivos comerciales, se pueden determinar las especificaciones de manera general que se desean para el prototipo del TENS que se intenta diseñar.

Como se vió anteriormente, el estimulador debe ser portátil, por lo que, además del tamaño reducido que, debido a la actual miniaturización de los circuitos integrados, no presenta mayor problema, debe ser alimentado por baterías. Debido al tamaño y características de voltaje, al parecer resulta muy adecuado utilizar ya sea baterías alcalinas con un voltaje nominal de 9 V o baterías recargables (NiCd) con voltaje de 8.4 V. Existen también baterías de mercurio (voltaje de 8.4 V) y de Zinc-aire (también de 8.4 V) que se

recomiendan para uso médico debido a que proporcionan un voltaje prácticamente constante durante toda su vida útil en lugar de descargarse lentamente como ocurre en las baterías alcalinas o de NiCd.

En lo que respecta a la forma de onda, la que se va a utilizar en este prototipo es la rectangular modificada, bifásica y con un voltaje neto de 0 d.c. (ésto se hace para evitar transmitirle al paciente una carga neta y que deje de estar eléctricamente neutro). La modulación se realizará por ancho de pulso debido a que es la más utilizada. La amplitud máxima será de 80 mA a 500 ohm o lo que es lo mismo, un voltaje máximo de 40 V pico. Las frecuencias a trabajar serán entre 2 y 200 Hz. con un ancho de pulso máximo de 250 μ s.

En cuanto al uso de electrodos, puede ser cualquiera de los tres tipos, dependiendo el tipo de paciente y la aplicación.

En el capítulo siguiente se tratará ya directamente el diseño del dispositivo basándose en las especificaciones anteriormente descritas.

CAPITULO 6 - DISEÑO DEL PROTOTIPO.

6.1 Introducción.

Una vez determinadas las características principales que debe tener el equipo en cuestión de tamaño, peso, tipo de señal de salida y amplitud máxima de la misma, se comenzó con el diseño del prototipo del TENS, tomando en cuenta siempre las necesidades que existen para estos equipos en la actualidad.

De las primeras cosas que se realizaron durante el diseño del prototipo fue el determinar el tipo de manejo de las señales (activación y desactivación de la salida del equipo, señales de control, despliegue de información, etc.) y voltajes dentro del equipo, ya que este podría ser utilizando puramente elementos analógicos o combinando también partes digitales (un equipo puramente digital no es factible ya que la señal de salida es de alguna forma analógica a pesar de ser rectangular, debido a que no se manejan niveles digitales de voltaje). El uso de elementos puramente analógicos pudiera haber incrementado el tamaño del equipo y por lo tanto se hubiese perdido una de las características principales que es el que sea un equipo compacto, además, debido a la tendencia a la digitalización, de alguna forma el equipo quedaría un poco obsoleto, por lo tanto se decidió por una tecnología mixta.

Después de definir el tipo de manejo de señal (es decir, en forma digital: señal rectangular modificada, bifásica), fue necesario proseguir con una de las pocas características físicas que habían quedado sin determinar: la

interfaz con el usuario, o dicho en otras palabras, la manera en que el usuario (médico, terapeuta o paciente) controlarían la frecuencia, la duración de los pulsos, la modulación y la amplitud de salida. Debido a que se había optado por utilizar señales digitales, no fue difícil elegir como interfaz un pequeño teclado de membrana y un display de cristal líquido (este último se eligió en lugar de un display de diodos emisores de luz [LED] debido a su bajo consumo de energía).

6.2 Diagrama a Bloques del Prototipo.

Ya determinadas estas características, se dividió el equipo en bloques diferenciados que pudiesen ser tratados como módulos aparte, de tal forma que si en un momento futuro se quisiese reemplazar una parte por otra, esto fuese posible, sin que por ello se tuviera que modificar todo el diseño.

El equipo se dividió, de esta manera, en tres secciones o etapas principales:

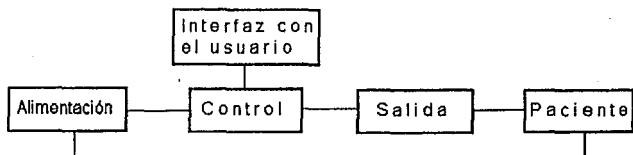
- a) Etapa de alimentación, compuesta por las baterías y todos aquellos elementos que permitiesen proveer los voltajes necesarios para el funcionamiento del circuito.

- b) Etapa de control, que es la parte central del equipo y en la cual estarían integrados todas aquellos componentes que tuviesen que ver con la determinación de la forma de onda, frecuencia, duración, modulación y

amplitud. Esta parte estaría dividida en dos secciones: el control interno y la interfaz con el usuario.

c) Etapa de salida, la cual estaría formada por aquellos elementos que estuvieran relacionados directamente con la señal de estimulación.

De esta forma, el diagrama de bloques elemental del prototipo quedaría de la siguiente manera:



6.3 Etapa de Alimentación.

Como se mencionó anteriormente, el elemento que proporcionaría la alimentación de voltaje a todo el circuito sería una batería, ya fuese alcalina de 9 Volts, recargable de níquel-cadmio de 8.4 Volts o bien de mercurio o zinc-aire de la misma diferencia de potencial. Para que este elemento pudiese proporcionar los voltajes necesarios para el funcionamiento de todos los demás elementos del circuito fue necesario utilizar reguladores de voltaje de tal manera que se tuviesen los siguientes voltajes: + 5 Volts, que es el voltaje de alimentación digital, + 40 V que es el voltaje máximo de salida y -5 V que serviría para lograr que la señal fuese bipolar.

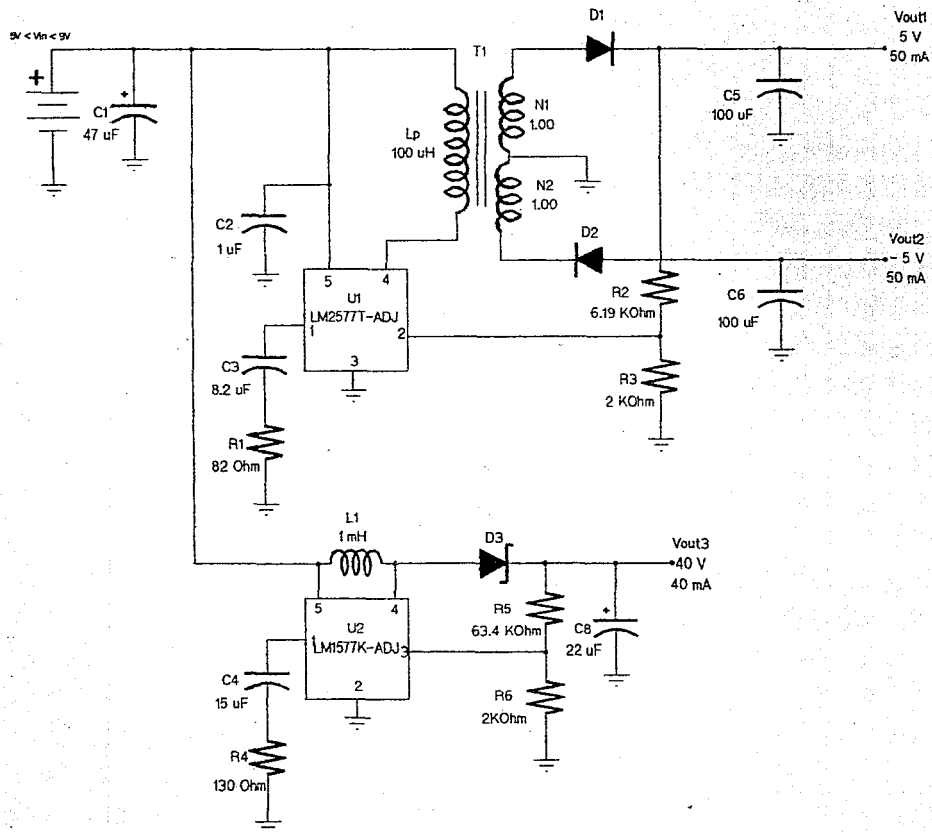


DIAGRAMA 6.1 - ETAPA DE ALIMENTACION

Para poder proporcionar estos voltajes a partir de una batería de 8.4 V se utilizaron específicamente dos reguladores de voltaje del tipo Step-up, tomando como base una alimentación de entre 5 y 9 volts. Estos reguladores de voltaje corresponden a un LM2577T-ADJ (para la alimentación de +5 y -5 Volts) y un LM1557K-ADJ (para la alimentación de 40 Volts), ambos fabricados por la compañía National Semiconductor. Los demás elementos en la etapa de alimentación lo forman un transformador, un inductor, diodos, resistencias y capacitores, los cuales se calcularon utilizando un programa proporcionado por la compañía fabricante de los reguladores, de acuerdo a las necesidades del prototipo. El circuito de alimentación detallado se encuentra en el diagrama eléctrico de la página siguiente. Cabe hacer notar que se coloca una pequeña batería de 3.6 Volts a la alimentación del microcontrolador a fin de que conserve los datos en el momento en que se entre al modo de HALT que es un modo en que el circuito no tiene señal de salida y el consumo de corriente es muy reducido.

Es importante mencionar la razón de utilizar fuentes conmutadas en lugar de reguladores en serie. Se utilizaron fuentes conmutadas; a pesar de que éstas son mucho más caras y complicadas de ensamblar y es difícil conseguir algunos componentes específicos como son los transformadores, inductores y diodos schottky y "fast recovery"; debido a que la eficiencia de una fuente conmutada es de más del 90%, mientras que en la fuente serie, la eficiencia es muchísimo menor (25% a máxima carga), lo cual, en este caso que la alimentación está proporcionada por una batería, redundo en un consumo menor y por lo tanto una vida útil de la batería más alta debido a la disminución de pérdidas en el circuito de alimentación.

6.4 Etapa de Control.

La etapa de control, como se mencionó anteriormente, estaría formada por dos secciones: el control interno y la interfaz con el usuario. Al principio del capítulo se determinó que la interfaz con el usuario serían un teclado de membrana (debido a su resistencia mecánica, permeabilidad al agua y su peso reducido) y un display de cristal líquido (de bajo consumo de corriente); la mejor forma de controlar ambos componentes es mediante el uso de un microcontrolador, el cual resulta también muy útil para la modulación de ancho de pulso que es la manera de generar una señal cuadrada de frecuencia y ciclo de trabajo variables.

6.4.1 El Teclado

El teclado de membrana está compuesto de 9 teclas organizadas en una matriz de 3 x 3 de la siguiente manera:

—	AMP	+
MODO	REP	DUR
ON	OFF	ENTER

donde [-] y [+] son las teclas para incrementar o decrementar el parámetro elegido; [AMP] es para elegir el parámetro de amplitud (voltaje), [MODO] es para elegir el modo de disparo, [REP] es para seleccionar el tiempo de repetición, [DUR] es para determinar la duración del pulso, [ON] y [OFF] es

para encender o apagar respectivamente la salida y [ENTER] es para aprobar los cambios realizados.

6.4.2 El Display

El display elegido es un elemento de cristal líquido multiplexado de 4 ½ dígitos modelo LD-370 fabricado por Epson. Este display será controlado por un COP472-3 que es un controlador de display de cristal líquido miembro de la familia COP (de la misma familia del microcontrolador utilizado) fabricado por National Semiconductor y que puede controlar los 36 segmentos de este tipo de display con un consumo de energía muy bajo, obteniendo las señales por medio de un puerto serial que se conecta a la salida serial del microcontrolador.

6.4.3 El Microcontrolador.

Para este prototipo se decidió utilizar un microcontrolador de 8 bits COP 820C de National Semiconductor; este componente no necesita elementos externos para funcionar aparte de un reloj; tiene función integrada de modulación de ancho de pulso (PWM); puede manejar un display numérico de cristal líquido en forma serial (por medio del controlador descrito anteriormente) y tiene un buen manejo de interrupciones, además de puertos de entrada y salida suficientes para todas las señales necesarias en este diseño. Este microcontrolador requiere para su funcionamiento de entre 2.5 y 6 V de alimentación (lo cual queda cubierto con los 5V regulados con los que se alimenta).

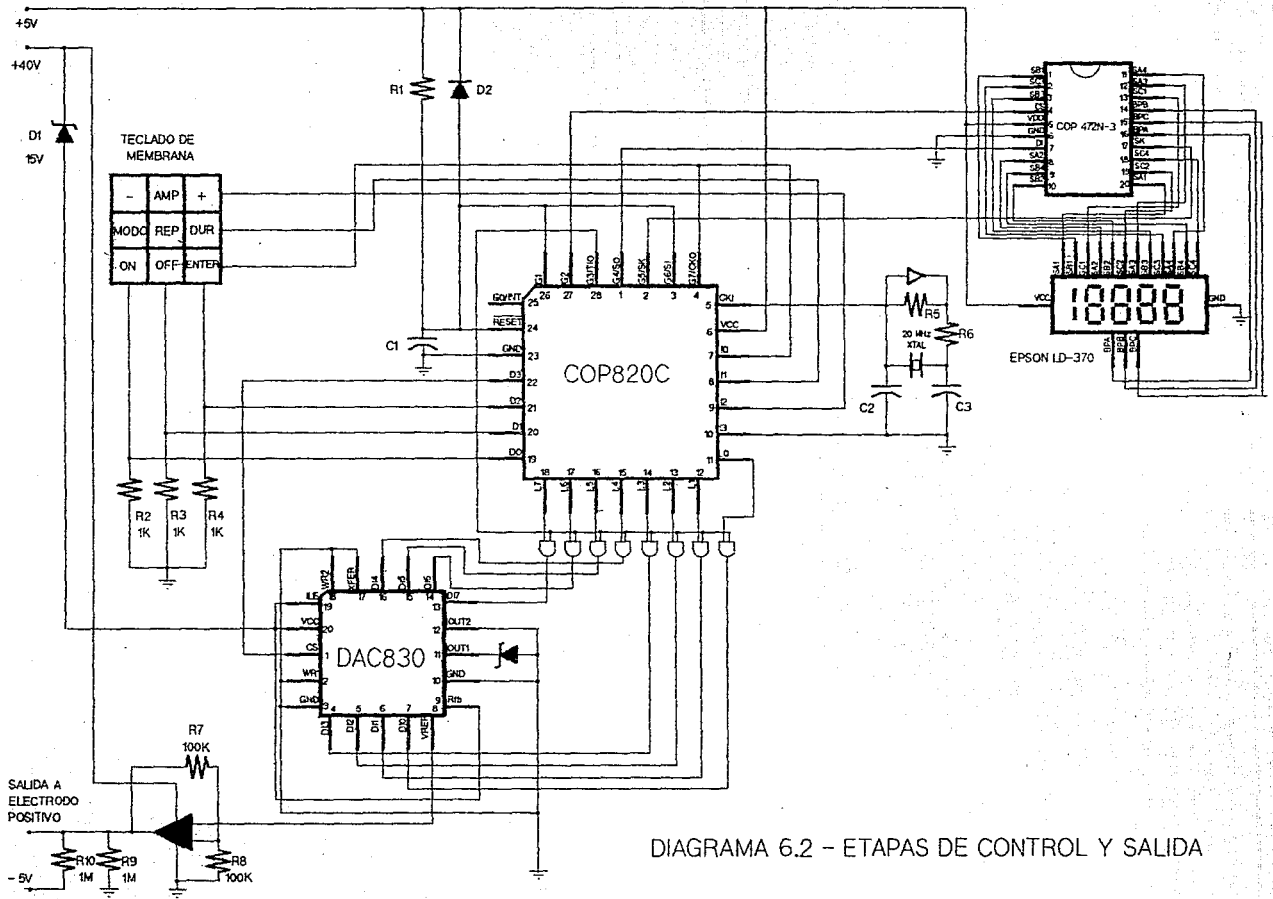


DIAGRAMA 6.2 - ETAPAS DE CONTROL Y SALIDA

El programa para el funcionamiento de este dispositivo en esta aplicación específica comprende varias subrutinas que se enuncian a continuación:

a) Subrutina de lectura de datos introducidos por el usuario: en esta parte del programa (que se realiza constantemente), se verifica si hay alguna entrada, es decir, si se ha oprimido una tecla, para esto, el microcontrolador envía señales codificadas al teclado a la vez que lee las entradas procedentes del mismo, y cuando detecta alguna se pasa la identificación de la tecla oprimida.

b) Subrutina de identificación de la tecla oprimida: esta subrutina tiene como función realizar la identificación de la tecla oprimida por el usuario de tal forma que se proceda a modificar los parámetros requeridos. Cabe hacer notar que el equipo se enciende con ciertos parámetros predeterminados y es, mediante el teclado, que el usuario puede cambiar dichos parámetros de acuerdo a las necesidades propias de cada paciente.

De acuerdo a la tecla oprimida pueden suceder las siguiente opciones: si la tecla no es válida en ese momento, se regresa a la subrutina de lectura; si la tecla oprimida es [ENTER] se validan los datos y se regresa a la subrutina de lectura; si la tecla oprimida es [OFF] el equipo entra a un modo de HALT en el cual el consumo de corriente es mínimo y se suspenden todas las salidas; en el caso de que se oprima la tecla [ON] y no se encuentre el equipo en modo HALT, se regresa al modo de lectura; las demás opciones hacen que se entre a cierto parámetro o bien se modifique el parámetro vigente y se espera hasta la siguiente entrada.

Es conveniente decir que para salir del modo de HALT (apagado para el usuario) se debe oprimir la tecla [ON].

c) Subrutinas de modificación de parámetros: estas subrutinas lo que hacen es modificar los valores de los parámetros al oprimir [+] o [-] una vez elegida cualquiera de las siguientes opciones: [AMP], [DUR], [MODO], [REP]. Estos valores se modifican tanto para la salida del equipo, como para el despliegue de la información.

d) Subrutina para actualizar el display: siempre que se selecciona algún parámetro y cuando se modifica este, se envían de forma serial al controlador del display los valores numéricos vigentes de ese parámetro para ser vistos por el usuario; es justamente esta función la que realiza esta rutina.

La forma como funciona el microcontrolador de acuerdo al programa diseñado es la siguiente:

Inicialmente el circuito se energiza, regresando todos los parámetros a sus valores originales (RESET). Por medio del teclado de membrana el usuario (Doctor o Terapeuta) selecciona los valores iniciales de frecuencia, ciclo de trabajo y voltaje, los cuales son desplegados al ser introducidos y cada vez que se selecciona la tecla de dicho parámetro. Los valores seleccionados son almacenados en la memoria del microcontrolador y mediante unos algoritmos de conversión se transforman en los parámetros para el pulso de salida (PWM) en el caso de la frecuencia y el ciclo de trabajo y en una señal digital de 8 bits en paralelo en el caso del voltaje. Existe una opción en el teclado que sirve para activar o desactivar la salida del microcontrolador (ON/OFF). Si la

señal está activada se accionará un LED a la frecuencia y duración del pulso a utilizar.

6.5 Etapa de Salida.

Una vez seleccionada la salida y estando el circuito activado, cada bit de la señal en paralelo (obtenida del puerto L del microcontrolador) entra junto con la señal de PWM (señal pulsátil) a una compuerta AND y a la salida de ésta, los ocho bits paralelos resultantes se conectan a la entrada de un convertor análogo-digital, el cuál, con la ayuda de un amplificador operacional y un diodo zener transforma la señal digital en una señal de voltaje pulsátil entre 0 y 40 Volts de acuerdo al valor numérico de la palabra digital introducida al convertor, que en este caso corresponde a un DAC0830 de National Semiconductor el cual es compatible con un microprocesador. El amplificador operacional de alto voltaje utilizado a la salida del convertor es un LH004 también fabricado por National Semiconductor, el diodo zener es un LM336.

6.6 Interfaz con el Paciente

A la salida del amplificador operacional se conecta una resistencia a tierra (2.6 k Ω) y otra resistencia (1 M Ω) a un voltaje de -5 Volts para evitar en la medida de lo posible que el paciente quede polarizado positivamente; esta salida del amplificador a su vez se conecta a un electrodo para TENS; el otro electrodo se conecta a tierra. Los electrodos utilizados pueden ser cualquiera de los mencionados en el capítulo anterior.

CAPITULO 7 - CONSIDERACIONES SOBRE EL USO DEL TENS EN MEXICO

El uso del TENS en México data de la década de los setenta en que instituciones como la Clínica del Dolor del Instituto Nacional de Nutrición "Salvador Zubirán" comenzaron a utilizar los primeros modelos de estos equipos, que eran voluminosos y caros, en pacientes con síndromes dolorosos cuya intolerancia a los analgésicos bloqueadores era evidente. Su uso fué extendiéndose poco a poco en distintos centros de salud del país, tanto gubernamentales como privados, con la llegada de modelos más compactos y menos caros. Sin embargo, el uso del TENS, aunque en nuestros días se encuentra más generalizado en una gran cantidad de sitios, es prácticamente nulo especialmente en el interior del país, debido en gran medida a la centralización que aún persiste en la medicina en México y por otra parte porque aún no se considera como un medio eficaz de combatir el dolor. Es importante hacer notar que el costo de uno de estos equipos puede variar de entre 300 Nuevos Pesos (los modelos más sencillos que se venden hasta por catálogo) hasta cerca de los 1,500 Nuevos Pesos (modelos digitales sofisticados con capacidad de programación), por lo que el costo es también una limitante ya que la mayor parte de la medicina en México es de carácter social.

Por otra parte, en su mayoría las aplicaciones del TENS se reducen a su utilización durante terapias de rehabilitación física. No obstante es evidente que, dado a los buenos resultados que ha reportado el TENS en otros países en el tratamiento de afecciones como el dolor postoperatorio, dolor de parto (en este caso aún se encuentra en estudio su inocuidad), dolor de

alteraciones circulatorias agudas, dolor de angina de pecho y en casi todos los padecimientos crónicos (incluyendo el cáncer), existen cada vez más médicos dispuestos a probar su uso dentro de sus campos de acción, por lo que se puede afirmar que en los próximos años se espera que la demanda de estos equipos (que siguen siendo caros) se incremente considerablemente en beneficio de una gran cantidad de personas con afecciones dolorosas.

CONCLUSIONES Y DISCUSION DE RESULTADOS

A pesar de que hasta el momento no existe ninguna teoría que explique perfectamente los mecanismos del dolor, existe una cantidad suficiente de estudios que comprueban que el TENS puede ser efectivo en el tratamiento de una gran gama de afecciones dolorosas, sin embargo su efectividad depende de cada paciente y no pueden predecirse resultados con anterioridad.

En nuestro país el uso del TENS no se encuentra tan generalizado como en otros países debido en parte al costo relativamente elevado de los equipos y al desconocimiento de gran cantidad de aplicaciones, sin embargo la aplicación de estos dispositivos tiene una tendencia a incrementarse en los próximos años.

El diseño de un dispositivo TENS de alta tecnología y costo reducido en nuestro país es factible, pero prácticamente todos los elementos importantes (como sucede en la mayoría de los diseños electrónicos) deben ser importados. Esto implica dos problemas: el primero es que

subsiste la dependencia con el extranjero de partes y segundo que debido a la alta tecnología, estas partes son difíciles de conseguir a nivel particular ya que los fabricantes y distribuidores de los componentes necesarios restringen su venta a mayoreo (100 en adelante por lo menos) y exclusivamente a compañías y centros de investigación preestablecidos.

Se tenía como intención original armar el prototipo del diseño para realizar pruebas en el campo, pero debido a los impedimentos mencionados en el párrafo anterior, no fué posible realizar este último paso, sin embargo, las pruebas parciales que se realizaron tanto en laboratorio como en simuladores indican que el equipo debe funcionar correctamente de acuerdo a las especificaciones de diseño.

En cuestión de costos y tamaño, el equipo puede resultar ampliamente competitivo con equipos similares existentes en el mercado, ya que el uso de tecnologías de alta integración reduce considerablemente los costos de partes y mano de obra en los diseños a la vez que reduce el tamaño de los componentes. Aparte, en el caso específico del microcontrolador utilizado, el costo de cada pieza se reduce con el volumen producido ya que el mayor costo se encuentra en la programación del primer dispositivo, los siguientes tienen un costo muy reducido.

Finalmente se puede concluir que el diseño y puesta en operación de dispositivos electromédicos (especialmente en el campo de la rehabilitación) a similitud del TENS es factible en nuestro país si se cuenta con el apoyo de instituciones de investigación como institutos y universidades.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

BIBLIOGRAFIA

- * Biblioteca de Electrónica/Informática. (1986). La Electrónica en la Medicina. Barcelona: Ediciones Orbis.

- * Bluemke, D., Goelzer, C., Nilles, A. (1985). Applications of Electrical Stimulation. En Webster, J., Cook, A., Tompkins, W., Vanderheiden, G. (Ed.). Electronic Devices for Rehabilitation. (pp. 365-429). New York: John Wiley & Sons.

- * Goelzer, C. (1985) Principles of Electrical Stimulation. Electronic Devices for Rehabilitation. (pp. 343-364). New York: John Wiley & Sons.

- * Klein, J., Parisher, D. (1987). Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation. En Alon, G. Clinical Electrotherapy. New York: Appleton & Lange.

- * Marriott, H. (1988). Practical Electrocardiography. (8va.ed.). Ballimora, Md.: Williams & Wilkins.

- * Vander, A., Sherman, J., Luciano, D. (1978). Fisiología Humana. (1a.ed.). México, D.F. Mc.Graw Hill

- * Webster, G. (1989). Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New York, NY. Willey Interscience and Son.

- * National Semiconductor. (1988). General Linear Devices. Santa Clara, Ca. National Semiconductor Corp.
- * National Semiconductor. (1986) Microcontrollers Santa Clara, Ca. National Semiconductor Corp.
- * National Semiconductor. (1991) Simple Switchers. Santa Clara Ca. National Semiconductor Corp.
- * National Semiconductor. (1988). Special Linear Devices. Santa Clara, Ca. National Semiconductor Corp.
- * Medtronic, Inc. (1980). Neuromod Tens - Manual Técnico para Control de Dolor Crónico-Agudo-Post-Quirúrgico. Minneapolis Mn.: Medtronic, Inc.
- * 3M Medical Products Division. (1986). TENZCARE User's Guide. St. Paul, Mn.: 3M Medical Products Division.
- * Hayes, T. (1988). Pulse Oximetry - A Primer. Waltham. Ma.: Hewlett Packard Company.
- * Hewlett Packard (1991). A Primer on Neurological Monitoring. Andover, Ma.: Hewlett Packard Company.
- * Hewlett Packard. (1984). Automated Indirect Blood Pressure Measurement. Böblingen; Hewlett Packard GmbH.

- * Hewlett Packard (1984) Monitoring Ventilated Patients. Böblingen: Hewlett Packard GmbH.

- * Hewlett Packard (1991) Physician's Guide to the Hemodynamic Analysis Application of the HP Cardiology Data Management System. Andover, Ma.: Hewlett Packard Company.

- * Schiavone, W., Melanie G., Deborah C., Christine M. (1990). Transesophageal Echocardiography in the Community Hospital Setting - Application Note. Andover, Ma.: Hewlett Packard Company.

- * 3M de México. (1988). TENS. Tratamiento de Dolor sin Necesidad de Drogas. México, D.F. : 3M de México S.A. de C.V.

- * Abram, S., Asiddao, C., Reynolds, A. (1980, enero). Increased Skin Temperature during Transcutaneous Electrical Stimulation. Anesthesia and Analgesia, 59 (1), 22-25.

- * Fernández, V. (1988, abril). ¡Qué Dolor!. Muy Interesante, 5 (4), 4-10.

- * Fischbach, G. (1992, septiembre). Mind and Brain. Scientific American, 267 (3), 48-57.

- * Frampton, V. (1982, marzo). Pain Control with the Aid of Transcutaneous Nerve Stimulation. Physiotherapy, 68 (3), 77-81.

* Melzack, R. (1992, junio). Miembros Fantasma. Investigación y Ciencia, 189 72-79.

* Melzack, R., Wall, P. (1965). Pain Mechanisms: A New Theory. Science, 150 971-979.

* Reynolds, A., et al. (1983). Chronic Pain Therapy with Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation, Predictive Value of Questionnaires. Archives of Physical Medical Rehabilitation, 64, 311-313.

* Wolf, S. (1978). Perspectives on Central Nervous System Responsiveness to Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation. Physical Therapy, 58 . 1443-1449.

* Zapata, A. y cols. (1991). Diseño y Construcción de Neuroestimulador Transcutáneo para el Alivio del Dolor Crónico. Ciencia y Desarrollo. 17, 1991. 51-59.

* Made A. (1987). Estimulación Eléctrica Transcutánea en Pacientes con Dolor por Neuropatía Diabética Periférica. Trabajo de Investigación para obtener el Título de Especialista en Medicina de Rehabilitación, Universidad Autónoma de México, Facultad de Medicina.

APENDICE A - CONSIDERACIONES DE USO Y PRECAUCIONES

- El uso del TENS no presenta efectos secundarios exceptuando una posible irritación de la piel en la zona donde se coloquen los electrodos, en cuyo caso debe de discontinuarse su uso hasta que la piel se haya recuperado o se encuentre otro sitio idóneo para la colocación de los electrodos.
- El TENS no debe ser utilizado por pacientes que utilicen cualquier tipo de marcapasos, especialmente del tipo de demanda.
- El uso del TENS debe estar siempre bajo supervisión de un médico.
- La utilización del TENS en síndromes dolorosos que no hayan sido diagnosticados o cuya etiología no haya sido totalmente establecida no se recomienda y deben tomarse todo tipo de precauciones.
- Por ningún motivo debe intentarse la estimulación sobre los senos carotídeos, los músculos laríngeos o faríngeos, los ojos o transcerebralmente.
- A pesar de que el TENS ha sido utilizado con éxito en partos, su seguridad durante el embarazo y parto no ha sido claramente determinada.
- La estimulación eléctrica transcutánea aumenta el flujo sanguíneo en la region donde se aplican los electrodos, puede ocasionar un edema o hematoma en pacientes con trastornos de coagulación, estos pacientes deben ser vigilados con mayor cuidado.

- Se deben tomar todo tipo de precauciones para evitar cambios súbitos en los controles del estimulador mientras el paciente se encuentre operando maquinaria peligrosa como sierras a motor o automóviles, etc.
- La descarga de un desfibrilador cardiaco puede pasar por los electrodos y cables y dañar el estimulador aún estando apagado.
- Se debe apagar el TENS si se utilizan equipos de monitoreo de ECG, EEG o Presión Venosa dado que puede interferir con su funcionamiento.

APENDICE B: PROGRAMA DEL COP 840C

.TITLE TENS

PORTLD	= 0D0	;	PORT L DATA
PORTLC	= 0D1	;	PORT L CONFIGURATION
PORTLP	= 0D2	;	PORT L PIN
PORTGD	= 0D4	;	PORT G DATA
PORTGC	= 0D5	;	PORT G CONFIGURATION
PORTGP	= 0D6	;	PORT G PIN
PORTD	= 0DC	;	PORT D
PORTI	= 0D7	;	PORT I
SIOR	= 0E9	;	SIO SHIFT REGISTER
TMRLO	= 0EA	;	TIMER LOW BYTE
TMRHI	= 0EB	;	TIMER HIGH BYTE
TAULO	= 0EC	;	TIMER REGISTER LOW BYTE
TAUHI	= 0ED	;	TIMER REGISTER HIGH BYTE
CNTROL	= 0EE	;	CONTROL REGISTER
PSW	= 0EF	;	PSW REGISTER

CONSTANT DECLARE

INTR	= 0
TIO	= 3
SO	= 4
SK	= 5
SI	= 6
CKO	= 7
TSEL	= 7
CSEL	= 6
TEDG	= 5
TRUN	= 4
MSEL	= 3
IEDG	= 2
S1	= 1
S0	= 0

HCARRY = 7
CARRY = 6
TPND = 5
ENTI = 4
IPND = 3
BUSY = 2
ENI = 1
GIE = 0
TMRINT = 3

.CHIP 840

LD SP,#06F ; DEFAULT INITIALIZATION OF SP

FLAG = 030
ONTMHI = 031
ONTMLO = 032
OFTMHI = 033
OFTMLO = 034
ONFLG = 0
TIMFLG = 1
TREPE = 028
REPET = 029
OVTMHI = 035
OVTMLO = 036
DURAH I = 020
DURALO = 021
PULSOH = 022
PULSOL = 023
AMPLI = 024

LD ONTMHI,#000
LD ONTMLO,#064
LD OFTMHI,#050
LD OFTMLO,#000
LD OVTMHI,#0FC
LD OVTMLO,#000
LD REPET,#000
LD TREPE,#000
LD DURAH I,#000
LD DURALO,#020
LD PULSOL,#000
LD PULSOH,#001
LD AMPLI,#050

```
LD PORTLD,#07F
LD PORTLC,#0FF
```

;RUTINA INICIO DEL PWM

PWMI:

```
LD FLAG,#002
LD CNTROL,#0A0
LD PSW,#011
LD PORTGD,#000
LD PORTGC,#008
LD A,ONTMLO
X A,TAULO
LD A,ONTMHI
X A,TAUHI
LD A,OFTMLO
X A,TMRLO
LD A,OFTMHI
X A,TMRHI
LD CNTROL,#0B0
IFBIT TIMFLG,FLAG
LD CNTROL,#090
```

MAIN:

```
JSR TECLA
JP 00
```

TECLA:

```
LD B,#00
```

BORRA:

```
LD [B+],#0
IFBNE #0F
JP BORRA
LD B,#02
LD A,#00
LD X,#00
```

LECT:

```
X A,[X]
LD A,[X]
ADD A,#0D0
```


LAI	D	X,#PORTD
LD	X	A,[X]
LD	X	#PORTI
LD	A	[X]
AND	A	#007
IFEQ	A	#007
JMP		LECT1
LD	X	#00
X	A	[X]
IFEQ	A	#00
JP		COL1
IFEQ	A	#01
JP		COL2
IFEQ	A	#02
JP		COL3
COL4:		
X	A	[X]
ADD	A	#0F7
JP		CONT
COL1:		
X	A	[X]
ADD	A	#0E0
JP		CONT
COL2:		
X	A	[X]
ADD	A	#0E7
JP		CONT
COL3:		
X	A	[X]
ADD	A	#0F0
CONT:		
LAI		
IFEQ	A	#0FF
JP		LECT1
LD	B	#002
X	A	[B]
JSRL		OPC
X	A	[X]
LD	X	#PORTI

COMP:
LD A,[X]
AND A,#007
IFEQ A,#007
JP LECT1
JP COMP

LECT1:
LD X,#0
LD A,[X]
INC A
IFEQ A,#04
CLR A

LECT2:
JP LECT

.=0200

OPC:
LD A,[B]
IFEQ A,#09
JMPL RESET
IFEQ A,#008
JMPL HALT
IFEQ A,#007
RET
IFEQ A,#002
JMPL AMP
IFEQ A,#005
JMPL REP
IFEQ A,#006
JMPL DUR
IFEQ A,#001
JMPL MENOS
IFEQ A,#003
JMPL MAS
RET

RESET:
CLR A
LD B,#003
X A,[B]
RET

HALT: SBIT 7,PORTGD
 NOP
 RET

AMP: LD B,#003
 X A,[B]
 LD X,#PORTLD
 LD A,[X]
 LD B,#010
 X A,[B+]
 CLR A
 X A,[B+]
 LD X,#AMPLI
 LD A,[X]
 X A,[B]
 RET

REP: LD B,#003
 X A,[B]
 LD B,#011
 LD X ,#PULSOH
 LD A,[X+]
 X A,[X]
 X A,[B]
 RET

DUR: LD B,#003
 X A,[B]
 LD B,#011
 LD X,#DURAH1
 LD A,[X+]
 X A,[B+]
 LD A,[X]
 X A,[B]
 RET

MENOS: LD B,#003
 X A,[B]
 IFEQ A,#000
 RET

IFEQ	A,#002
JMPL	MENAMP
IFEQ	A,#005
JMPL	MENREP
IFEQ	A,#006
JMPL	MENDUR

MAS:

LD	B,#003
X	A,[B]
IFEQ	A,#002
JMPL	MASAMP
IFEQ	A,#005
JMPL	MASREP
IFEQ	A,#006
JMPL	MASDUR

MENAMP:

SC	
LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#000
RET	
LD	A,#00D
X	A,[B]
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#PORTLD
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
SC	
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#AMPLI
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

MASAMP:

RC	
LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#0FF

RET	
LD	A,#00D
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#PORTLD
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
RC	
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#AMPLI
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

MENDUR:

SC	
LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#000
RET	
LD	A,#005
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#TAULO
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
SC	
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#DURALO
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

MASDUR:

LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#0FF

RET	
LD	A,#005
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#TAULO
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
RC	
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#DURALO
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

MENREP:

SC	
LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#000
RET	
LD	A,#005
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#TMRLO
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
SC	
SUBC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#REPET
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

MASREP:

LD	B,#010
LD	A,[B]
IFEQ	A,#0FF

RET	
LD	A,#005
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#TMRLO
LD	A,[B+]
LD	A,[B+]
X	A,[X]
LD	A,#005
RC	
ADC	A,[B]
X	A,[B]
LD	X,#REPET
LD	A,[B]
X	A,[X]
RET	

.=0D0

.BYTE	0E
.BYTE	0D
.BYTE	0B
.BYTE	07

.=0E0

.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	03
.BYTE	0FF
.BYTE	02
.BYTE	01
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	06
.BYTE	0FF
.BYTE	05
.BYTE	04
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	0FF
.BYTE	09

.BYTE	OFF
.BYTE	08
.BYTE	07
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF
.BYTE	OFF

. = 00FF

INTRP:

LD	X,#001
X	A,[X]
LD	B,#PSW
RBIT	TPND,[B]
IFBIT	ONFLG,FLAG
JP	SONT

SOFT:

LD	A,OFTMLO
X	A,TAULO
LD	A,OFTMHI
X	A,TAUHI
SBIT	ONFLG,FLAG
X	A,[X]
RETI	

SONT:

IFBIT	TIMFLG,FLAG
JP	OVTI

REGU:

LD	A,ONTMLO
X	A,TAULO
LD	A,ONTMHI
X	A,TAUHI
RBIT	ONFLG,FLAG
X	A,[X]
RETI	

OVTI:

LD	CNTROL,#090
----	-------------

LD	A,REPET
IFEQ	A,#00
JP	RES
DEC	A
X	A,REPET
LD	A,OVTMLO
X	A,TAULO
LD	A,OVTMHI
X	A,TAUHI
X	A,[X]
RETI	

RES:

LD	A,TREPE
X	A,REPET
LD	CNTROL,#0B0
JP	REGU

.END