

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL
PARA ELECTROESTIMULACIÓN
DE DOS CANALES BASADO EN MICROCONTROLADOR**

AUTORES:

**GERMAN AUGUSTO CASTILLO RODRÍGUEZ
RICARDO ANDRÉS DIAZ SUÁREZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2007**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL
PARA ELECTROESTIMULACIÓN
DE DOS CANALES BASADO EN MICROCONTROLADOR**

AUTORES

**GERMAN AUGUSTO CASTILLO RODRÍGUEZ
RICARDO ANDRÉS DIAZ SUÁREZ**

DIRECTOR

JAIME BARRERO P, MPE.

CODIRECTOR

CARLOS H. ESPARZA, ING.

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2007**

DEDICATORIA

A Dios, por permitirme cumplir con las metas propuestas hasta el día de hoy, siendo mi apoyo y mi sustento en momentos difíciles y la luz de mi vida.

A mis padres, Maria Stella Rodríguez y José Castillo por la paciencia que han tenido durante todo este tiempo, entregándome su dedicación y esfuerzo para que yo pueda salir adelante y sea una persona de bien para la sociedad.

A mis hermanos, Henry, Carolina y Betsabé que me han dado su apoyo incondicional y quienes siempre están en el momento que los necesito.

A mis amigos, por darme su alegría y estar a mi lado, incluso desde mi infancia.

A la institución y profesores, especialmente al profesor Jaime Barrero, por ser nuestro guía como director de proyecto, brindándonos sus conocimientos, los cuales han sido la base para la realización de este proyecto.

A Ionix Ltda. por la colaboración prestada para la ejecución del proyecto, brindando su experiencia y conocimiento.

GERMAN

Agradecimientos a Dios todopoderoso por ser mi guía en el sendero de la vida, a Jesucristo hijo unigénito por darle redención a nuestros pecados, y al Espíritu Santo que fue el consolador que Jesucristo dejó al partir de la tierra y es la voz que anhela el buen seguir en nuestra vida.

Agradecimientos a mis padres Fany Suárez Quiroga y Eladio Díaz Angulo y a mis hermanos Ludy Jimena y Oscar Ivan quienes Fueron el soporte en el desarrollo de la universidad de la vida.

Se le agradece a Ionix Ltda. por el apoyo en la ejecución de este proyecto, y al Ingeniero Carlos Esparza por haber compartido su experiencia en el desarrollo de equipos electrónicos.

Gracias al profesor Jaime Barrero por su invaluable colaboración.

RICARDO

RESUMEN

TÍTULO:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL PARA ELECTROESTIMULACIÓN DE DOS CANALES BASADO EN MICROCONTROLADOR*

AUTORES:

GERMAN AUGUSTO CASTILLO RODRÍGUEZ**
RICARDO ANDRÉS DIAZ SUÁREZ**

PALABRAS CLAVE:

ELECTROESTIMULACIÓN, ELECTRODIAGNÓSTICO, TERAPIA, SINTETIZADOR DIGITAL DIRECTO.

DESCRIPCIÓN:

En este trabajo se describe el diseño y la construcción de un modelo funcional que sirve para electroestimulación y electrodiagnóstico.

La electroestimulación es utilizada como técnica terapéutica en la rehabilitación de patologías musculares, para desarrollar las diferentes tipos de onda se usó un sintetizador digital directo basado en microcontrolador, donde cada tipo de onda (galvánica, farádica, bifásica) se le pueden variar diversos parámetros como son la forma, frecuencia, intervalo ON/OFF, rampa, ancho de los pulsos, intervalo interpulsátil.

El electrodiagnóstico sirve para diagnosticar una patología presente en el sistema muscular, por esto es muy implementado en la terapia física. Los fabricantes de equipos especializados no tienen en cuenta el electrodiagnóstico para los profesionales que laboran en esta rama, teniendo estos últimos que recurrir a realización de pruebas que aunque son confiables, no les presta una facilidad y rapidez en la elaboración del diagnóstico, por este motivo se desarrolló el equipo con características tales que solventen este inconveniente, siendo este uno de los puntos de partida para la realización de este proyecto.

El modelo funcional presentado en este trabajo se puede utilizar en electroterapia con corrientes pico de 120 mA y con forma de onda cuadrada, triangular, exponencial, sierra, su diseño tuvo como premisas la reducción de costos y el cumplimiento de la norma técnica colombiana (NTC-IEC 60601-2-10), (NTC-IEC 60601-1-1), lo cual es un factor importante en la posible comercialización.

* Trabajo de Grado

**Estudiantes de la Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas, Escuela Ingeniería Eléctrica, Electrónica y telecomunicaciones, Director Jaime Barrero P, MPE, Codirector Carlos Esparza, Ing.

SUMMARY

TITLE:

DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN FUNCTIONAL MODEL FOR ELECTROESTIMULATION OF TWO CHANNELS BASED INTO MICROCONTROLLER.*

AUTHORS:

GERMAN AUGUSTO CASTILLO RODRÍGUEZ**
RICARDO ANDRÉS DIAZ SUÁREZ**

KEYWORDS:

ELECTROESTIMUTION, ELECTRODIAGNOSTIC, THERAPY, DIRECT DIGITAL SYNTHESIZER.

DESCRIPTION:

In this work you describe the design and construction of an functional model that serve for electroestimulation and electrodiagnostic.

The electroestimulation is used as technique therapy in the rehabilitation of pathologies muscles, for developed the diferents type of wave forms you used a direct digital synthesizer based into microcontroller, when each type of wave (galvanic, faradic, bifasic) se the can change different parameters as is the form, frequency, interval ON/OFF, ramp, wide of the pulses, and the interval interpulsatil.

The electrodiagnostic serve for pathologies diagnostic present in the muscle system, for this be implement into physics therapy. The maker of specialized equipment no have count the electrodiagnostic for the profesional that working in this branch, have this last that to resort un achieve test that although be reliable, no lend a facility and rapidity into the elaboration of diagnostic, by this reason be develope this functional model with characteristics such that solve this inconvenience, be this one of the point of start to the realization of this project.

The functional model present into this work be can use in electrotherapy with current pick of 120mA and whit wave form square, triangle, exponential, saw, its desing have with premise the reduction of cost and the fullfillment of the technique norm Colombia (NTC –IEC 60601-2-10),(NTC-IEC 60601-1-1), the as be a important factor into posible commercialization.

* Grade work

**Students of the ability of Engineering Physique Mechanics, School Electric, Electronic and Engeneering telecommunication Director, Jaime Barrero P, MPE, Codirector , Carlos Esparza ,Ing

TABLA DE CONTENIDO

TABLA DE CONTENIDO.....	5
INTRODUCCIÓN	17
PRINCIPIOS DE ELECTROFISIOLOGÍA.....	19
1. POTENCIALES BIOELÉCTRICOS Y ELECTROTERAPIA	19
1.1 POTENCIAL DE LESIÓN	19
1.2 POTENCIAL DE ACCIÓN.....	19
1.2.1 Estado de excitación de un músculo.....	21
1.3 PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LA MEMBRANA CELULAR	22
1.3.1 Membrana en reposo	22
1.3.2 Membrana en actividad	25
1.3.3 Impedancia	25
1.3.4 Potencial	27
1.3.5 Relaciones entre el estímulo eléctrico y la producción de un impulso nervioso. .	29
1.4 EFECTOS NOCIVOS DE LAS CORRIENTES ELÉCTRICAS SOBRE EL CUERPO HUMANO	31
1.4.1 Niveles de percepción de las corrientes eléctricas	32
1.5 LA CORRIENTE ELÉCTRICA Y LAS CONTRACCIONES MUSCULARES...33	
1.6 ELECTROTERAPIA	36
1.6.1 Electroestimulación.....	36
2. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA.....	43
2.1 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL DISEÑO	43
2.1.1 Requisitos que debe contar el modelo funcional para electroestimulación	43
2.1.2 Diagrama esquemático del modelo funcional para electroterapia	44
2.2 FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL EQUIPO	44
2.2.1 Unidad central de procesamiento (Microcontrolador).....	44
2.2.2 Tareas de la unidad central de procesamiento.....	46
2.2.3 Generación de las diferentes formas de onda.....	51
2.2.4 Conversión D/A.....	52
2.2.5 Desplazador de nivel	53
2.2.6 Filtrado	53
2.3 ETAPA DE TRANSCONDUCTANCIA.....	61
2.3.1 Descripción y requerimientos	61

2.3.2 Solución propuesta	61
2.3.3 Implementación de la etapa de transconductancia.....	65
2.4 ALIMENTACIÓN	69
2.4.1 Descripción y requerimientos	69
2.4.2 Solución propuesta	69
2.4.4 Alimentación tarjeta digital	70
2.5 PROTECCIONES.....	72
3 PRUEBAS Y RESULTADOS.....	75
3.1 ELECTROESTIMULACIÓN	75
3.2 ELECTRODIAGNÓSTICO	78
3.3 ETAPA DE TRANSCONDUCTANCIA.....	80
3.3.1 Preamplificación	80
3.3.2 Fuente de corriente.....	81
3.4 ALIMENTACIÓN.....	82
3.5 PRUEBAS DEL EQUIPO EN EL ANTEBRAZO DE UN PACIENTE.....	86
3.6 COSTOS DEL EQUIPO FINAL Y COMPARACIÓN CON ELL VALOR DE EQUIPOS SIMILARES	88
CONCLUSIONES	94
RECOMENDACIONES	96
BIBLIOGRAFÍA	97
ANEXO A.....	100

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. REGISTRO DEL POTENCIAL DE LESIÓN.....	19
FIGURA 2. REGISTRO DEL POTENCIAL DE ACCIÓN.....	19
FIGURA 3. CURVA DIFÁSICA DE POTENCIAL DE ACCIÓN.....	20
FIGURA 4. POTENCIAL DE ACCIÓN Y MECANOGRAMA EN MÚSCULOS; E: ELECTROGRAMA, M: MECANOGRAMA.....	20
FIGURA 5. REGISTRO DEL POTENCIAL DE ACCIÓN EN EL NERVIIO.....	21
FIGURA 6. ELECTROTONO. A, B LOS ELECTRODOS DE CORRIENTE POLARIZANTES; C, D, E, F, ELECTRODOS REGISTRADORES; I, CORRIENTE ELECTROTÓNICA.....	22
FIGURA 7. IMPEDANCIA DE LA MEMBRANA CELULAR: CIRCUITO EQUIVALENTE. R, RESISTENCIA TRANSVERSAL; C, CAPACIDAD.....	24
FIGURA 8. CIRCUITO P EQUIVALENTE DE LA MEMBRANA DE LA FIBRA NERVIOSA. RO, RESISTENCIA LONGITUDINAL EXTERIOR; RI, RESISTENCIA LONGITUDINAL INTERIOR; RM, RESISTENCIA TRANSVERSAL; CM, CAPACIDAD; EM, FUERZA ELECTROMOTRIZ DE LA MEMBRANA.....	24
FIGURA 9 GÉNESIS DEL POTENCIAL DE ACCIÓN. A; ESTADO DE REPOSO. B; FASE DE DESPOLARIZACIÓN. C; FASE DE REPOLARIZACIÓN. D; HIPERPOLARIZACIÓN.....	26
FIGURA 10. VARIACIÓN DE LA CONDUCTANCIA DE LA MEMBRANA DURANTE EL ESTADO DE EXCITACIÓN.....	26
FIGURA 11. POTENCIAL DE MEMBRANA DURANTE EL ESTADO DE EXCITACIÓN. PR, POTENCIAL DE REPOSO; PI, POTENCIAL INVERTIDO; PPN, POSPOTENCIAL NEGATIVO.....	27
FIGURA 12. POTENCIAL DE LA MEMBRANA DURANTE EL ESTADO DE LA EXCITACIÓN REFERIDO AL POTENCIAL DE REPOSO. PE, POTENCIAL DE LA ESPIGA.....	28
FIGURA 12. SUCESIÓN DE ESPIGAS DE POTENCIAL DE ACCIÓN.....	28

FIGURA 14. RELACIÓN ENTRE LA CONDUCTANCIA DE LA MEMBRANA Y EL POTENCIAL DURANTE EL ESTADO DE EXCITACIÓN.....	29
FIGURA 15. CURVA DE INTENSIDAD – DURACIÓN (RELACIÓN ENTRE LA INTENSIDAD Y LA DURACIÓN DE LOS ESTÍMULOS). LA LÍNEA HORIZONTAL CORRESPONDE AL UMBRAL.....	30
FIGURA 16. ESQUEMA QUE MUESTRA LA IRRITABILIDAD RELATIVA DE UN NERVI0 ESTIMULADO. A, MOMENTO DE LA ESTIMULACIÓN; AB, PERIODO REFRACTARIO ABSOLUTO; BC, PERIODO REFRACTARIO RELATIVO; CD, PERIODO DE EXCITABILIDAD SUPERNORMAL; DE, RECUPERACIÓN DE LA IRRITABILIDAD NORMAL	31
FIGURA 17. UMBRAL DE PERCEPCIÓN PARA CORRIENTES DE 60HZ REPRESENTADA EN PROBABILÍSTICO	33
FIGURA 18. UMBRAL DE PERCEPCIÓN EN FUNCIÓN DE LA FRECUENCIA DE LA CORRIENTE	33
FIGURA 19. (A) MODELO SIMPLIFICADO DEL MÚSCULO DE LA ONDA DEL	(B) FORMA 34
FIGURA 20. CURVA DE INTENSIDAD – DURACIÓN.....	34
FIGURA 21 CORRIENTE DE PÉRDIDA DEL CONTROL MOTOR	35
FIGURA 22 VARIACIÓN DE LA FRECUENCIA DE LA CORRIENTE DE PÉRDIDA DE CONTROL.....	36
FIGURA 23. ALGUNAS FORMAS DE ONDA UTILIZADAS EN LA ELECTROESTIMULACIÓN.....	38
FIGURA 24. CARACTERÍSTICAS DE LAS DIFERENTES FORMAS DE ONDA	41
FIGURA 25. CARACTERÍSTICAS CUALITATIVAS Y CUANTITATIVAS DE LAS ONDAS USADAS EN ELECTROESTIMULACIÓN	42
FIGURA 26. TIPOS DE MODULACIONES PRESENTES EN SEÑALES DE ELECTROESTIMULACIÓN	42
FIGURA 27. ESQUEMA DEL MODELO FUNCIONAL.....	44

FIGURA 28. DIAGRAMA DE PINES DEL PIC 18F4620	45
FIGURA 29. CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DEL PIC18F4620	45
FIGURA 31. ARQUITECTURA INTERNA DE UNA LCD	47
FIGURA 32. INTERFAZ VISUAL TRATAMIENTO GALVÁNICO	48
FIGURA 33. DIAGRAMA DE FLUJO LA INTERFAZ VISUAL.....	49
FIGURA 34. TECLADO	50
FIGURA 35. SINTETIZADOR DIGITAL DIRECTO BASADO EN UN MICROCONTROLADOR.....	51
FIGURA 36. CONVERTOR D/A AD7305	53
FIGURA 37. QUADRANT MULTIPLYING.....	53
FIGURA 38. GRÁFICA DE LA SEÑAL CUADRADA CON UN ANCHO DE PULSO DE 50 μs	54
FIGURA 39. ESPECTRO DE LA SEÑAL CUADRADA CON UN ANCHO DE PULSO DE 50 μs	54
FIGURA 40. FILTRO BICUADRATICO DE UN SÓLO AMPLIFICADOR.....	55
FIGURA 41. GRAFICA EN FRECUENCIA DE LA RESPUESTA DEL FILTRO .	56
FIGURA 42. GRAFICA SEÑAL EXPONENCIAL	57
FIGURA 43. GRAFICA ESPECTRAL DE LA SEÑAL EXPONENCIAL	57
FIGURA 44. GRAFICA SEÑAL EXPONENCIAL DISCRETIZADA.....	58
FIGURA 45. ESPECTRO DE LA SEÑAL EXPONENCIAL DISCRETIZADA.....	58
FIGURA 46. DENSIDAD ESPECTRAL DE POTENCIA DESPUÉS DEL FILTRO	59
FIGURA 47. ESQUEMA UNIDAD CENTRAL DE PROCESAMIENTO CON SUS PERIFÉRICOS.....	60

FIGURA 48. ONDA DE SALIDA EN TL062 (PINES 1 Y 9) DE LA FIGURA.....	62
FIGURA 49. ONDA DE CORRIENTE CON DIFERENTES VALORES DE CARGA.	64
FIGURA 50. ONDA DE TENSIÓN CON DIFERENTES VALORES DE CARGA.	64
FIGURA 51. ONDAS DE CORRIENTE Y TENSIÓN CON DIFERENTES VALORES DE CARGA.	65
FIGURA 52. CIRCUITO DE AMPLIFICACIÓN DE ONDA.....	66
FIGURA 53. FUENTE DE CORRIENTE	67
FIGURA 54. DIAGRAMA DEL CONVERTIDOR DC-DC	71
FIGURA 55. IMPLEMENTACIÓN DEL REGULADOR LM317, PARA LA SALIDA POSITIVA.....	72
FIGURA 56. IMPLEMENTACIÓN DEL REGULADOR LM7905, PARA LA SALIDA NEGATIVA.....	72
FIGURA 57. CONVERSIÓN AD PARA SENSADO DE CORRIENTE.....	74
FIGURA 58. GRÁFICAS DE LAS SEÑALES A LA ENTRADA Y SALIDA DEL FILTRO	75
FIGURA 59. FORMA DE ONDA CUADRADA CON ANCHO PULSO DE 50 μs	79
FIGURA 60. VARIACIONES EN FRECUENCIA	80
FIGURA 61: FORMAS DE ONDA, ETAPA PREAMPLIFICACIÓN DE SEÑAL. (A) ENTRADA OP-AMP, (B) SALIDA DEL OP-AMP.....	81
FIGURA 62. ONDA EN TL062 (PINES 1 Y 7) EN LA FIGURA 50	81
FIGURA 63: (A) ONDA DE SALIDA CON INTERFERENCIA, (B) ONDA DE DISTORSIÓN	82
FIGURA 64. SEÑAL DE SALIDA SIN DISTORSIO.....	82

FIGURA 65. ONDA DE CONTROL PARA FUENTE CONMUTADA.....	83
FIGURA 66. (A) PRIMARIO DEL TRASFORMADOR PARA GENERAR MÁS O MENOS 15 VOLTIOS.	84
(B) PRIMARIO DEL TRANSFORMADOR PARA GENERAR MÁS O MENOS 110 VOLTIOS.....	84
FIGURA 67: (A) SALIDA DEL TRASFORMADOR QUE GENERA 15 VOLTIOS	84
(B) SALIDA DEL TRANSFORMADOR QUE GENERA 110 VOLTIOS.....	84
FIGURA 68. VOLTAJE DE RIZO PARA LAS FUENTES DE ALIMENTACIÓN. (A) FUENTE DE 15 VOLTIOS, (B) FUENTE DE 110 VOLTIOS.....	85
FIGURA 69. PRUEBAS DEL EQUIPO EN EL ANTEBRAZO DE UN PACIENTE	86

LISTA DE TABLAS

TABLA 1 REQUERIMIENTOS PARA EL TRATAMIENTO DE ELECTRODIAGNÓSTICO	43
TABLA 2 REQUERIMIENTOS PARA EL TRATAMIENTO ELECTROESTIMULACIÓN	43
TABLA 3. ELEMENTOS USADOS EN PREAMPLIFICACIÓN Y AMPLIFICACIÓN DE CORRIENTE.	61
TABLA 4. ELEMENTOS USADOS EN EL CONVERTOR DC-DC Y LA ALIMENTACIÓN DE LA TARJETA DIGITAL	64
TABLA 5. COSTOS DE LOS ELEMENTOSUTILIZADOS EN EL MODELO FUNCIONAL	88
TABLA 6 COMPARACIÓN DE PRECIO ENTRE EQUIPOS EN EL MERCADO Y MODELO FUNCIONAL	92

LISTA DE ANEXOS

ANEXO A (MANUAL DEL EQUIPO).....	100
---	------------

INTRODUCCIÓN

La implementación de la electroterapia a generado un mercado con cientos de equipos especializados para electroestimulación con gran variedad de formas de onda, pero pocos de ellos tienen la capacidad de servir para electrodiagnóstico y así permitir al fisioterapeuta definir de manera acertada y rápida un diagnóstico de los tejidos del paciente.

La electroestimulación es un tratamiento que se aplica en fisioterapia cuando se presentan patologías en el sistema muscular tales como: atrofias musculares, daños en la médula espinal, músculos desnervados, fortalecimiento o aumento muscular, entre otros. Esta recuperación se obtiene gracias a los cambios físico-químicos presentes al atravesar una corriente eléctrica a través de los tejidos. El electrodiagnóstico se usa en fisioterapia como metodología eficaz para poder valorar con exactitud y prontitud el verdadero estado de un tejido, para poder así discernir que tratamiento debe seguir el paciente para su recuperación.

En la Universidad Industrial de Santander (UIS), se desarrollaron dos proyectos de grado titulados “electroestimulación para rehabilitación muscular”, uno en 1987 y el otro de 1991 en los cuales se diseñó y construyó un equipo de electroestimulación para la rehabilitación muscular, estos equipos fueron desarrollados con tecnología que se considera en nuestros días obsoleta y ofrece un solo tipo de onda (Galvánica, farádica-cuadrada). En este proyecto se busca el diseño y construcción de un equipo de electroestimulación de dos canales que entregan diferentes tipos de onda, permitiendo además ser usado como equipo de electrodiagnóstico.

El problema de diseñar y construir un modelo funcional radica en el bajo costo que tiene y la versatilidad en su funcionamiento para generar las bases de un equipo competitivo y replicable en Colombia.

El diseño y la construcción del modelo funcional se obtuvo gracias al convenio suscrito entre la Universidad Industrial de Santander, la escuela de ingeniería eléctrica, electrónica y telecomunicaciones, la escuela de fisioterapia y la empresa Ionix Ltda, la cual es una empresa que se encuentra desarrollando equipos para fisioterapia y realizando mantenimiento de equipos médicos del sector Salud.

La escuela de ingeniería eléctrica y electrónica de la universidad industrial de Santander como entidad precursora de progreso en la región y el país fomenta la generación y adaptación tecnología para necesidades locales en este caso el desarrollo de equipos médicos.

Este libro especifica los requerimientos y pasos a seguir para el diseño y la construcción de un modelo funcional para electroestimulación de dos canales basado en un microcontrolador.

En el primer capítulo se especifica los fundamentos de electrofisiología, los efectos y fenómenos que se presentan al inyectar corrientes eléctricas de diferentes formas y a diferentes frecuencias en el tejido humano, a su vez se muestra, los diferentes tratamientos que se utilizan para la electroestimulación.

En el segundo capítulo se muestran cuáles son los requerimientos que se tuvieron en cuenta para el diseño del modelo funcional y las soluciones que se dieron para cumplir con cada uno de los respectivos requerimientos.

Por último, se exponen las conclusiones y recomendaciones que se tuvieron al diseñar y construir el modelo funcional para electroestimulación. Este trabajo cuenta el manual de usuario del modelo funcional (véase el anexo A).

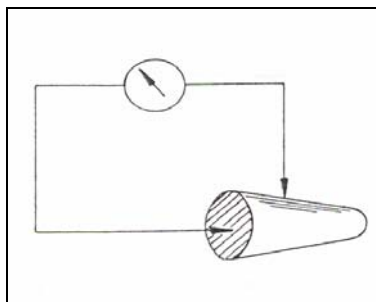
PRINCIPIOS DE ELECTROFISIOLOGÍA

1. POTENCIALES BIOELÉCTRICOS Y ELECTROTERAPIA

1.1 POTENCIAL DE LESIÓN

Si se secciona un músculo y se aplica un electrodo en la superficie de sección y otro en la zona sana (figura 1.), se registra una diferencia de potencial entre ambos electrodos. En este caso, la parte lesionada se hace electronegativa respecto a la zona sana. Esta diferencia de potencial recibe el nombre de potencial de lesión.

Figura 1. Registro del potencial de Lesión.

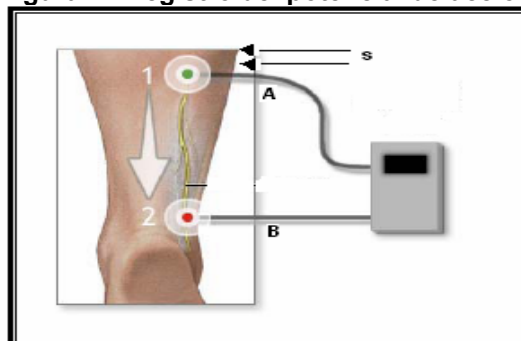


Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

1.2 POTENCIAL DE ACCIÓN

Si se aplican dos electrodos registradores, A y B, sobre la superficie intacta de un músculo (figura 2), estando dichos electrodos conectados al osciloscopio, se comprueba que estando el músculo en reposo no existe diferencia de potencial entre dos electrodos. Pero si mediante otros dos electrodos S, aplicados cerca de uno de los extremos del músculo, se efectúa una pequeña descarga eléctrica, de modo que el músculo realice una contracción, se observa que aparecen diferencias de potencia entre los electrodos A y B. El electrodo A se hace primero negativo respecto de B, y luego este se hace negativo respecto del primero.

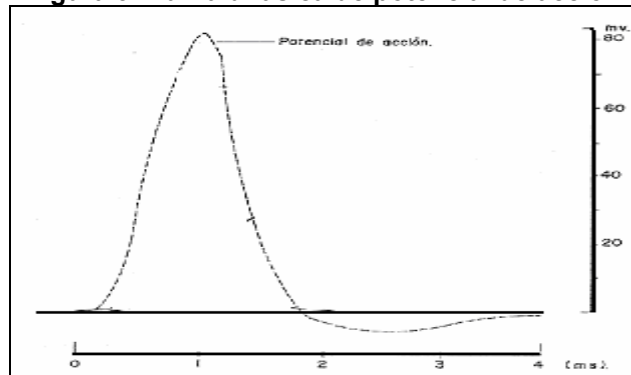
Figura 2. Registro del potencial de acción.



Fuente: Tomado de [http//Medlineplus enciclopedia Medica .htm](http://Medlineplus enciclopedia Medica .htm)

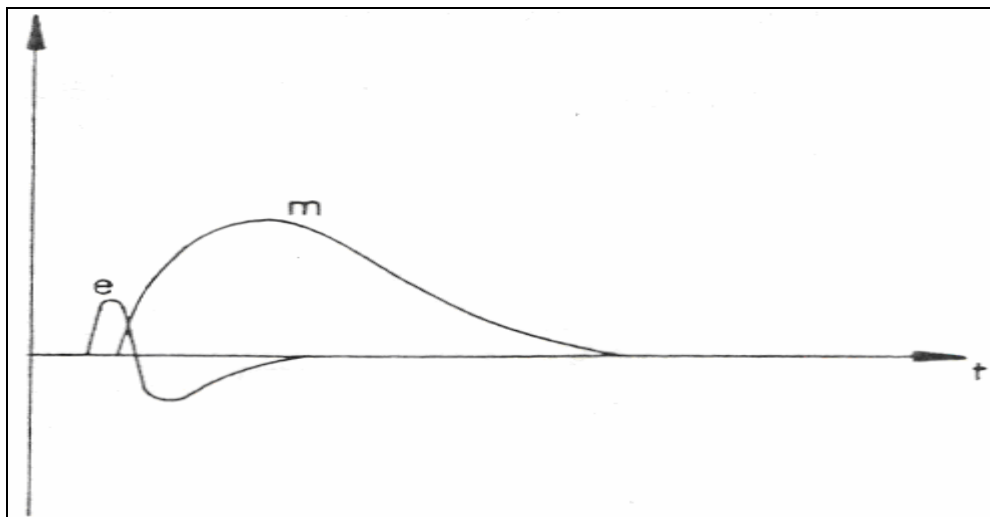
Se dice entonces que se desplaza una onda a lo largo del músculo. El registro gráfico de las diferencias de potencial producidas a lo largo del tiempo esta constituido, a grandes rasgos, por una curva difásica cuya forma exacta depende de la distancia de separación de los electrodos registradores , también depende del estado del músculo (figura 3). Es de notar que en esta experiencia los fenómenos eléctricos no se pueden considerar producidos por la contracción mecánica del músculo, pues los fenómenos eléctricos ocurren antes que los mecánicos, como lo muestra la figura 4, en la que se han superpuesto el electrograma (e) y el mecanograma (m) de la contracción muscular.

Figura 3. Curva difásica de potencial de acción.



Fuente: Tomado de electroestimulación para rehabilitación muscular pag 19

Figura 4. Potencial de acción y mecanograma en músculos; e: Electrograma, m: Mecanograma.

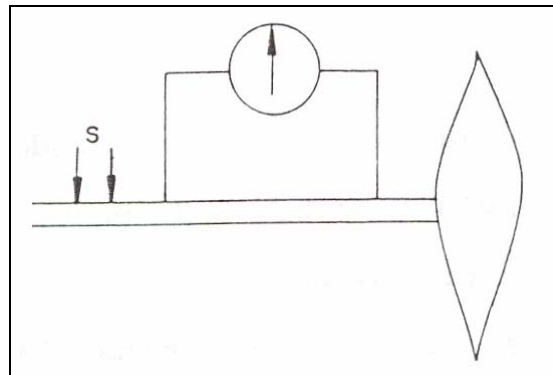


Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

En el nervio se registran fenómenos eléctricos análogos. Para ello puede emplearse la preparación neuromuscular de la rana, constituida por el nervio ciático y el músculo gastrocnemio (figura 5). Se comprueba entonces que para los procesos eléctricos mencionados tengan lugar, la descarga eléctrica aplicada mediante los electrodos S debe ser lo suficientemente intensa para provocar la

contracción del músculo. La variación del potencial que tiene lugar en cada punto de la superficie muscular o del nervio cuando estos entran en actividad recibe el nombre de potencial de acción.

Figura 5. Registro del potencial de acción en el nervio.



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

1.2.1 Estado de excitación de un músculo

La forma del gráfico de la figura 3, demuestra que cuando en un punto de la superficie del nervio o del músculo se aplica una pequeña descarga eléctrica, a partir de ese punto se propaga una onda eléctrica negativa a lo largo de la superficie de las fibras. En el caso del músculo esta onda eléctrica es seguida por la contracción, en el de la preparación neuromuscular, la onda negativa viaja a lo largo del nervio y cuando llega al músculo provoca la contracción.

Dado que la onda electronegativa existe en el nervio y que en el músculo precede a la contracción mecánica, se debe considerar que la pequeña descarga eléctrica que provoca los fenómenos mencionados origina un estado que se propaga a lo largo de las fibras musculares o nerviosas, del cual la onda eléctrica es uno de los componentes. A este estado se lo llama estado de excitación. En el caso del nervio el estado de excitación propagado suele recibir el nombre de impulso nervioso.

Registrando el paso de la onda negativa por dos puntos separados de una fibra nerviosa, y teniendo en cuenta la distancia de separación y el tiempo empleado por el impulso para propagarse entre ellos, se puede determinar la velocidad con que viaja el estado de excitación. Esta velocidad es del orden de metros por segundo, esto se debe a que el estado de excitación hace que los iones entren o salgan de la célula cuando esta se hace permeable a ellos. (Conductividad iónica).

Excitabilidad: Se ha visto que tanto el nervio como el músculo tienen la propiedad de responder con un estado de excitación a la aplicación de una pequeña descarga eléctrica. Esta propiedad recibe el nombre de excitabilidad. El factor capaz de provocar el estado de excitación recibe el nombre de estímulo, y los cambios provocados en el órgano por aquel constituyen, la respuesta.

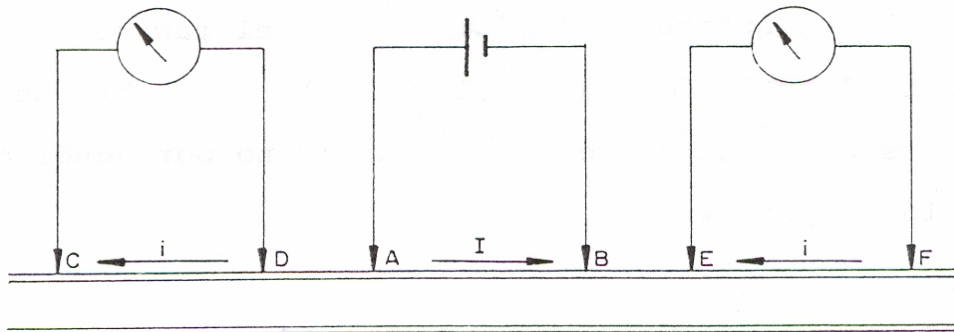
El estímulo que se ha mencionado es eléctrico, pero los hay de otras naturalezas: mecánico, químicos, luminosos.

Para que el estímulo provoque una respuesta es necesario que su intensidad sea mayor que un determinado valor mínimo, por debajo del cual no se produce el estado de excitación, este valor mínimo recibe el nombre de umbral.

Electrotono: Si se aplican dos electrodos, A y B (figura 6), sobre la superficie de una fibra nerviosa y se hace pasar a través de ellos una corriente de intensidad inferior al umbral, circulara una corriente I por el liquido que baña la porción de fibras comprendida entre dichos electrodos. Pero además se observa que aparecen diferencias de potencial en las porciones de fibra comprendidos entre dichos electrodos (regiones extrapolares) y hasta cierta distancia de estos, las cuales pueden medirse mediante electrodos registradores C y D o E y F.

Este fenómeno recibe el nombre de electrotono. Como la superficie de la fibra es conductora, si existen diferencias de potencial debe haber también corrientes, i , se llaman corrientes electrotonicas, y su sentido es el mostrado en la figura 1.6. Como se ve en ella, las corrientes electrotonicas tienen sentido inverso al de la corriente comprendida entre los dos primeros electrodos, A y B, llamados electrodos polarizantes.

Figura 6. Electrotono. A, B los electrodos de corriente polarizantes; C, D, E, F, electrodos registradores; i , corriente electrotonica.



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

Si se mide las diferencias de potencial a distintas distancias de los electrodos polarizantes, se comprueba que a medida que los electrodos registradores se alejan de aquellos los potenciales electrónicos decrecen exponencialmente hasta llegar a hacerse prácticamente nulos.

1.3 PROPIEDADES ELÉCTRICAS DE LA MEMBRANA CELULAR

1.3.1 Membrana en reposo

Si existe a través de la membrana una diferencia de potencial, se supone que aquella tiene cierta resistencia y, en términos más generales, cierta impedancia,

esta se puede determinar con corrientes continua, con corriente alterna de baja frecuencia o corriente alterna de alta frecuencia. Se ha comprobado así que la membrana ofrece una alta impedancia a la corriente continua o alterna de baja frecuencia, pero que esta impedancia cae cuando se la mide con corriente alterna de alta frecuencia [5]. De lo anterior, se establece que en la membrana existe un elemento de tipo capacitivo, ya que la impedancia de un condensador disminuye al aumentar la frecuencia, de acuerdo con la ecuación:

$$X_c = \frac{1}{2 * \pi * f * C}$$

Donde X_{cc} es la reactancia del condensador, C su capacidad, y f la frecuencia de la corriente alterna aplicada.

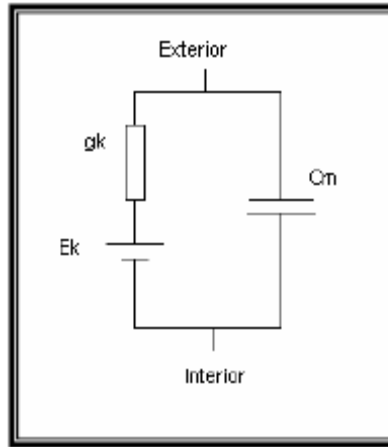
La capacidad para almacenar cargas eléctricas de la membrana se debe a la capacidad de lípidos (grasas) en ella, que constituye un aislante eléctrico entre el interior y el exterior de la célula y la concentración de K^+ , Na^+ .

Por otra parte, el hecho de que la membrana también sea atravesada, aunque en menos grado, por la corriente continua o alterna de baja frecuencia, implica la existencia de una resistencia ohmica en paralelo con el condensador (si la resistencia y el condensador estuvieran en serie, el ultimo impediría el paso de la corriente continua).

Según lo visto hasta ahora, y desde el punto de vista de su impedancia se podría esquematizar la membrana celular mediante un circuito equivalente como el que se muestra en la figura 7.

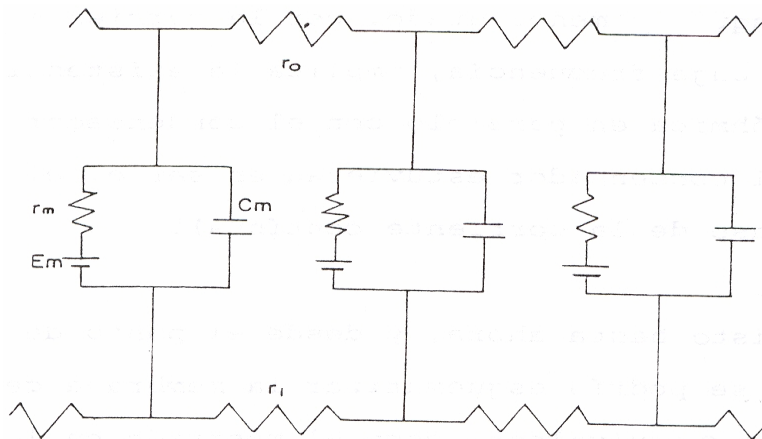
Como la membrana celular se encuentra además polarizada, por lo tanto se le debe atribuir una fuerza electromotriz. Al representar el circuito equivalente de una fibra, debe tenerse en cuenta que tanto la capa del líquido que se encuentra en el exterior como el fluido interior debido a que estas sustancias son las que permite la conducción de corrientes iónicas a lo largo de la fibra. Por lo tanto la membrana de una fibra queda representada, por una sucesión de circuitos elementales (figura 8), formados por una resistencia r_m , una capacitancia C_m y una fuerza electromotriz E_m , contenidos en el espesor de la membrana y unidos entre si, por fuera y por dentro, por resistencia r_o del medio exterior y r_i del fluido interior (citoplasma), respectivamente.[7]

Figura 7. Impedancia de la membrana celular: Circuito equivalente. R, resistencia transversal; C, capacidad.



Fuente: Tomado Parisi, Mario Temas de biofísica, Santiago de Chile 2001 .Pag 99

Figura 8. Circuito p equivalente de la membrana de la fibra nerviosa. r_o , resistencia longitudinal exterior; r_i , resistencia longitudinal interior; r_m , resistencia transversal; C_m , capacidad; E_m , fuerza electromotriz de la membrana.



Fuente: Tomado Electro bisturí bipolar

A manera de referencia se dan los valores obtenidos en el cilindro eje del calamar para los distintos elementos estudiados que son:

- | | |
|---|-------------------------------------|
| - resistencia transversal de la membrana | $r_m = 100 \Omega / \text{cm}^2$ |
| - resistencia específica del citoplasma | $r_i = 29 \Omega$ |
| - resistencia específica del medio exterior (agua de mar) | $r_o = 20.5 \Omega$ |
| - capacidad de la membrana | $C_m = 1 \mu\text{F} / \text{cm}^2$ |
| - diferencia de potencial a través de la membrana | $V_m = -50 \text{mV}$ |

1.3.2 Membrana en actividad

La membrana se encuentra en actividad, cuando esta en el estado de excitación y por lo tanto se presenta el potencial.

Canales ionicos: En el tejido muscular el Na^+ es activamente trasferido fuera de la célula y una pequeña cantidad de K^+ es activamente llevado al interior de la célula. El K^+ se difunde de nuevo hacia fuera siguiendo su gradiente de concentración y el Na^+ de nuevo va hacia adentro pero debido a la permeabilidad de la membrana en reposo es mucho mayor para el K^+ que para el Na^+ . la salida pasiva de K^+ es mucho mayor que la entrada pasiva de Na^+ . Ya que la membrana es impermeable a los aniones dentro de la célula , la salida de Potasio no se acompaña de un flujo igual de aniones y la membrana se mantiene polarizada con el exterior positivo con respecto al interior.

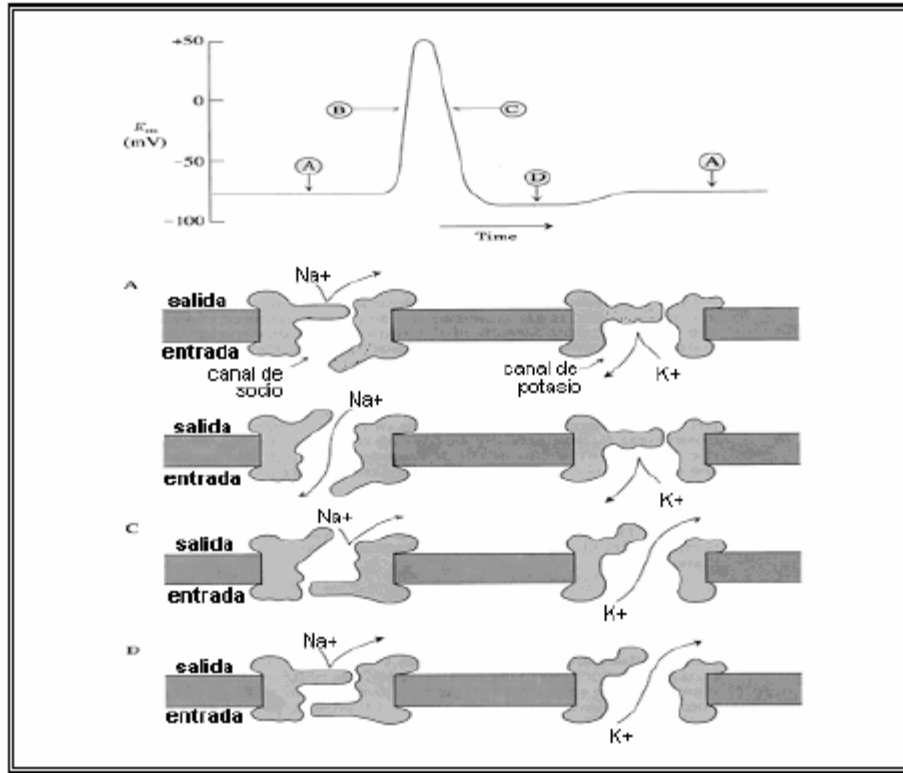
Cuando se decrementa el potencial de reposo de la membrana provoca un incremento en el movimiento de K^+ hacia el exterior y de Cl^- al interior de la célula que restaura dicho potencial. Los gradientes eléctricos y de concentración de Na^+ están dirigidos hacia adentro .Durante la respuesta local, la permeabilidad para el Na^+ esta ligeramente aumentada, pero la salida de K^+ es capaz de restaurar el potencial a su valor de reposo. Cuando se alcanza el nivel de descarga , la permeabilidad es lo suficientemente grande para que la entrada de Na^+ disminuya mas el potencial de la membrana y la permeabilidad para el Na^+ crezca más .El consiguiente influjo de Na^+ contrarresta el proceso de repolarización y causa la despolarización propagada, produciendo el potencial de espiga, otro factor importante para producir la repolarización de la membrana es el incremento de la permeabilidad para el k^+ que acompaña al Na^+ , este cambio en la permeabilidad para el K^+ se inicia más lentamente y alcanza su valor máximo en la fase descendiente del potencial de acción, todos estos cambios se pueden apreciar en la figura 9. [6]

1.3.3 Impedancia

La variación de la impedancia transversal de la membrana que ocurre durante la actividad puede registrarse mediante un puente wheatstone especialmente adecuado para ello, que permite determinar por separado las variaciones de la capacitancia y de la resistencia ohmica que tiene lugar durante la excitación.

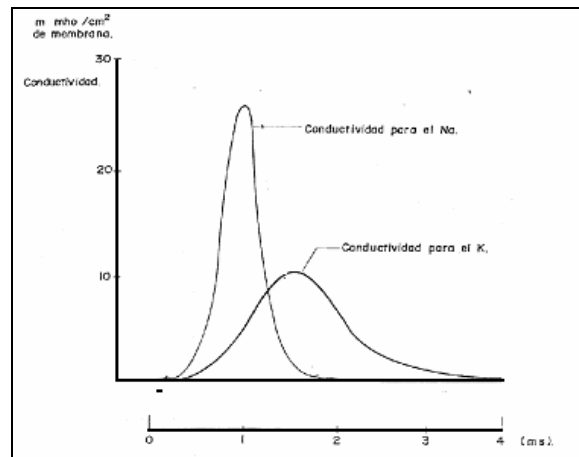
Se ha comprobado que la capacidad de la membrana no cambia durante la excitación; en cambio, su resistencia transversal cae a valores muy bajos comparados con los de reposo. Las variaciones de la conductancia G_m a lo largo del tiempo, durante el estado de excitación, tienen la forma que se muestra en la figura 10.

Figura 9 Génesis del potencial de acción. A; estado de reposo. B; fase de despolarización. C; fase de repolarización. D; hiperpolarización.



Fuente: Tomado del Clinical electrophysilogic pag 84

Figura 10. Variación de la conductancia de la membrana durante el estado de excitación.



Fuente: Tomado de electroestimulación para rehabilitación muscular pag 19

Electro bisturí bipolar

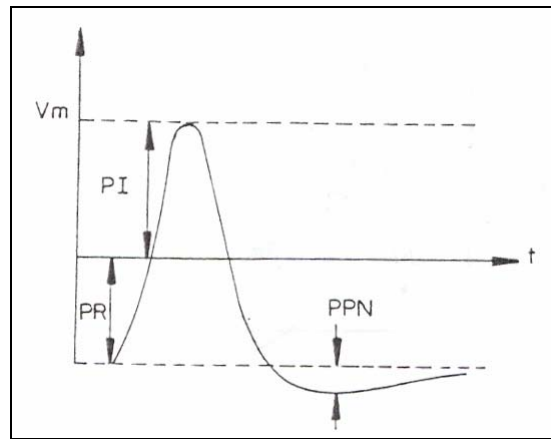
Al apreciar la figura 10 se concluye que la conductancia aumenta rápidamente hasta un máximo y luego desciende más lentamente a su valor de reposo.

En el cilindro eje de calamar, el proceso dura aproximadamente 5 seg, y el valor máximo de la conductancia es aproximadamente unas 50 veces al de reposo.

1.3.4 Potencial

Las variaciones de potencial que tienen lugar durante la excitación pueden registrarse con el mismo dispositivo empleado para determinar el potencial de reposo. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 11.

Figura 11. Potencial de membrana durante el estado de excitación. PR, potencial de reposo; PI, potencial invertido; PPN, pospotencial negativo.



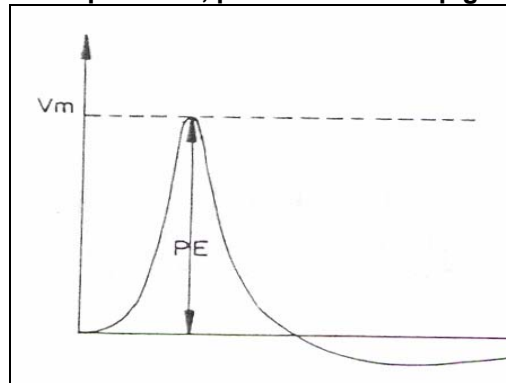
Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

Como se puede apreciar la membrana no sólo se despolariza sino que invierte su potencial, de modo que el interior llega a hacerse -50mv (axón gigante de calamar).

Este valor se llamara potencial de reposo, esta representado en la figura 10 por la distancia PR. A la máxima diferencia de potencial alcanzada durante la inversión del potencial, PI, se la llamara potencial invertido. En la figura 10 se ve que al descender el potencial no vuelve directamente a su valor de reposo, sino que primero se hace más negativo que éste para luego ascender a su valor inicial. Este exceso, señalado en la figura 10 por la distancia PPN, recibe el nombre de pospotencial negativo.

Las variaciones de potencial que ocurren durante la excitación suelen representarse tomando el potencial de reposo como línea de base (figura 11).

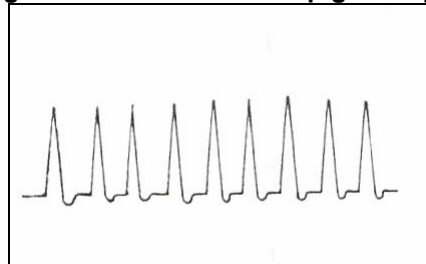
Figura 12. Potencial de la membrana durante el estado de la excitación referido al potencial de reposo. PE, potencial de la espiga.



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

La máxima variación de potencial, representada por el trazo PE, recibe el nombre de potencial de la espiga (figura 12). Esta denominación se debe a que al registrar los potenciales de acción con una escala de tiempo menos expandida, sus gráficos se presentan agudos, con forma de espiga. (figura 13).

Figura 12. Sucesión de espigas de potencial de acción.



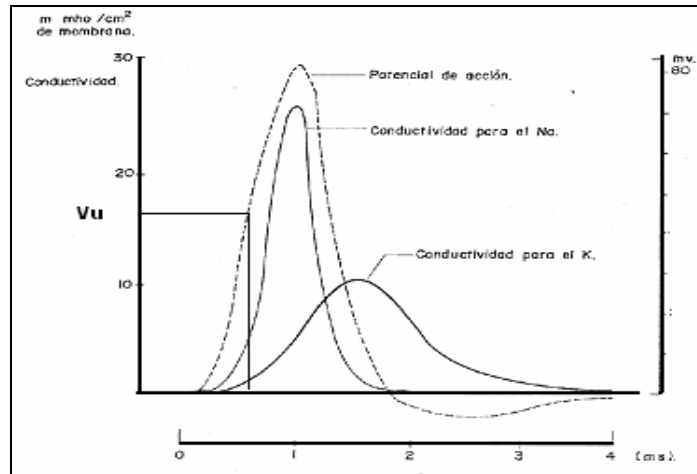
Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

En la figura 14 se muestra el potencial de acción juntamente con las variaciones de conductancia de la membrana que la acompaña, con el objeto de que se vea la correspondencia de ambos fenómenos en el tiempo.

Nótese que el potencial de acción comienza ligeramente antes de que aparezcan las variaciones de conductancia. Ello se debe a que la onda de excitación se acerca a un punto, los potenciales de este son afectados por las corrientes eléctricas generadas en las zonas ya excitadas antes de que se produzcan modificaciones de la membrana en ese punto.

Ellas solo se desencadenan cuando el potencial de la membrana ha alcanzado cierto nivel llamado potencial umbral V_u .

Figura 14. Relación entre la conductancia de la membrana y el potencial durante el estado de excitación.



Fuente: Tomado de electroestimulación para rehabilitación muscular pag 19

1.3.5 Relaciones entre el estímulo eléctrico y la producción de un impulso nervioso.

Características del estímulo

Como en todos los fenómenos estímulo-respuesta, la respuesta de un nervio a un estímulo depende de las características de este, y del estado del tejido.

Intensidad; ley del todo o nada

Se observa en el laboratorio que al estimular un nervio ciático de rana, mediante un choque eléctrico de muy baja intensidad, no produce potencial de acción; pero al aumentar la intensidad de los choques aislados, se encuentra una fuerza del estímulo que produce un impulso nervioso pequeño.

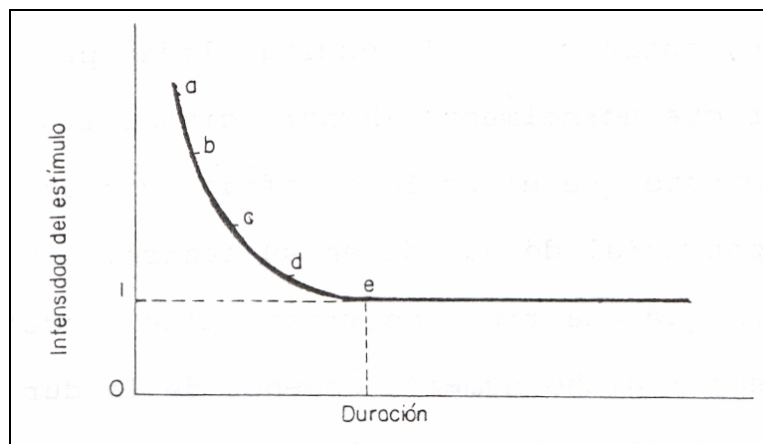
Esta intensidad del estímulo se llama estímulo umbral; constituye una medición de la irritabilidad del tejido. Un estímulo de intensidad menor que el umbral se llama estímulo subumbral. Al subir progresivamente la intensidad de los choques, a partir del valor umbral, aumenta la amplitud del potencial de acción. Llegado a un cierto valor de la intensidad del estímulo, ya deja de crecer la amplitud de la respuesta, aun cuando se empleen estímulos muy intensos. Este segundo valor se llama estímulo máximo. Son supramaximo los estímulos de intensidad mayor a esta.

Un estímulo débil excita solamente las fibras nerviosas que tienen un umbral de irritabilidad bajo. Las fibras nerviosas aisladas siguen el principio de la ley del todo o nada, es decir, cualquier estímulo de intensidad umbral o mayor produce siempre un impulso nervioso de amplitud constante (siempre y cuando no cambie el medio ambiente del nervio).

Influencia de la duración

Para que un estímulo produzca una respuesta, éste debe actuar durante cierto tiempo, el tiempo mínimo necesario para ello se llama tiempo útil. Dentro de ciertos límites, mientras mayor sea el estímulo, menor será el tiempo útil. Las relaciones entre la intensidad y la duración de un estímulo umbral se muestran en la figura 15, donde los puntos de la curva representan combinaciones de intensidad y duración del estímulo que producen una respuesta. Un estímulo potente, a, solo necesita aplicarse durante un tiempo breve. Para estímulos cada vez más débiles como b, c y d, la duración tiene que aumentar progresivamente. Cuando se llega a la intensidad e, llamada reobase, el estímulo debe aplicarse durante un tiempo infinito; un estímulo menos intenso que este ya no produce respuesta, por mas tiempo que actúe. Cuando el tiempo es demasiado corto, no habrá respuesta tampoco, cualquiera que sea la intensidad. Es ejemplo de este último caso el paso de la corriente alterna de alta frecuencia por el cuerpo sin que se produzca ninguna contracción muscular.

Figura 15. Curva de intensidad – duración (relación entre la intensidad y la duración de los estímulos). La línea horizontal corresponde al umbral



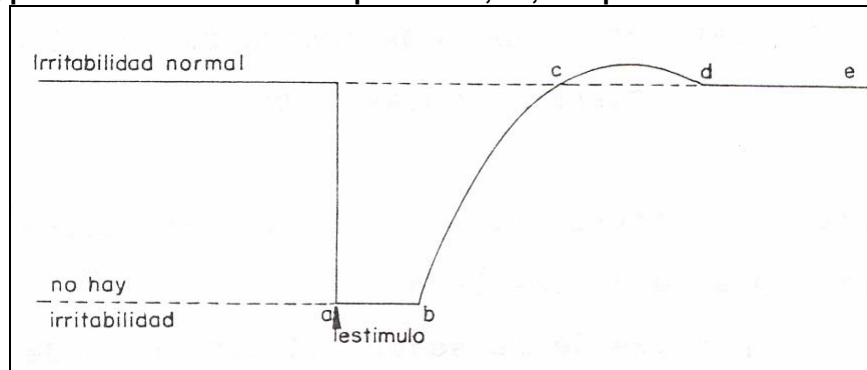
Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

Frecuencia de estimulación; periodo refractario

El inicio de un potencial de acción en una fibra nerviosa se acompaña de una gran disminución de su excitabilidad. Si se aplica al nervio un segundo estímulo suficiente, unos 0.1ms. Después del primero no se obtiene respuesta; solo se produjo un potencial de acción. La duración del periodo refractario varía en razón inversa del diámetro de la fibra nerviosa. Como se ve en la figura 16, inmediatamente después del estímulo (en a), la excitabilidad se pierde por completo. Ningún estímulo, por intenso que sea, puede producir respuesta en este momento, es el periodo refractario absoluto. Pero muy pronto, la irritabilidad se recupera progresivamente (de b a c). Durante este periodo refractario relativo, se necesita un estímulo de intensidad superior al umbral para producir un impulso.

Durante la recuperación, entre c y d, la excitabilidad puede hacerse un poco mayor que normalmente (hiperexcitabilidad) por poco tiempo. Puesto que el periodo refractario de la membrana sigue al potencial de acción en su avance, limita el número de impulsos que una fibra nerviosa puede conducir en una unidad de tiempo. Dicho número, depende de la duración del periodo refractario. Por ejemplo, si el periodo refractario total dura 1 ms, la frecuencia máxima de los impulso nerviosos en respuesta a estímulos umbrales será 1000 /s.

Figura 16. Esquema que muestra la irritabilidad relativa de un nervio estimulado. a, Momento de la estimulación; ab, periodo refractario absoluto; bc, periodo refractario relativo; cd, periodo de excitabilidad supernormal; de, recuperación de la irritabilidad normal



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

La existencia del periodo refractario se debe a que la irritabilidad de la fibra nerviosa radica en su estado polarizado, y la generación de un impulso en su despolarización.

Si se presenta otro estímulo mientras esta despolarizada la fibra, no es posible una despolarización mayor, por lo cual no puede haber impulso. Puesto que el estímulo umbral va seguido de un periodo refractario absoluto, la inversión del potencial de membrana es completa, y un estímulo aun mas intenso no puede producir mayor efecto que el estímulo umbral, esta es la base del principio todo o nada.

1.4 EFECTOS NOCIVOS DE LAS CORRIENTES ELÉCTRICAS SOBRE EL CUERPO HUMANO

Las corrientes eléctricas, al atravesar el cuerpo humano, generan dos tipos de fenómenos que se tratan de evitar con las precauciones propias de la seguridad eléctrica de equipos e instalaciones.

Los fenómenos que generan son:

- Perturbaciones funcionales transitorias del sistema neuromuscular, debido a la propiedad de excitabilidad de las neuronas y células musculares. Tales perturbaciones abarcan desde el simple "hormigueo" que se produce sobre las terminaciones nerviosas debido al paso de corriente, hasta el bloqueo o inhibición

de los centros nerviosos que regulan los movimientos respiratorios, pasando por una variedad de contracciones musculares más o menos violentas o la inestabilidad de la contracción cardiaca (fibrilación).

- Destrucción irreversible de los tejidos, que es un fenómeno que se presenta cuando los niveles de la energía eléctrica que se manejan son muy elevados. Estos efectos van desde la aparición de quemaduras superficiales de difícil cicatrización, hasta la destrucción de tejidos vitales profundos.

1.4.1 Niveles de percepción de las corrientes eléctricas

La mínima intensidad de corriente que puede ser detectada por una gran mayoría de personas se denomina nivel de percepción. Las corrientes eléctricas se empiezan a percibir cuando se excitan las terminales nerviosas y los tejidos sensitivos. Es importante resaltar que el peligro de tales corrientes no son los efectos nocivos, sino los movimientos involuntarios que si puede llegar a causar accidentes. Por ejemplo, en el caso de un cirujano durante una operación.

Se ha encontrado que cuando se aplica una señal a una frecuencia de 50 Hz con niveles de corriente tan bajos como $10 \mu A$ son percibidas de manera estadísticamente significativa por personas normales.

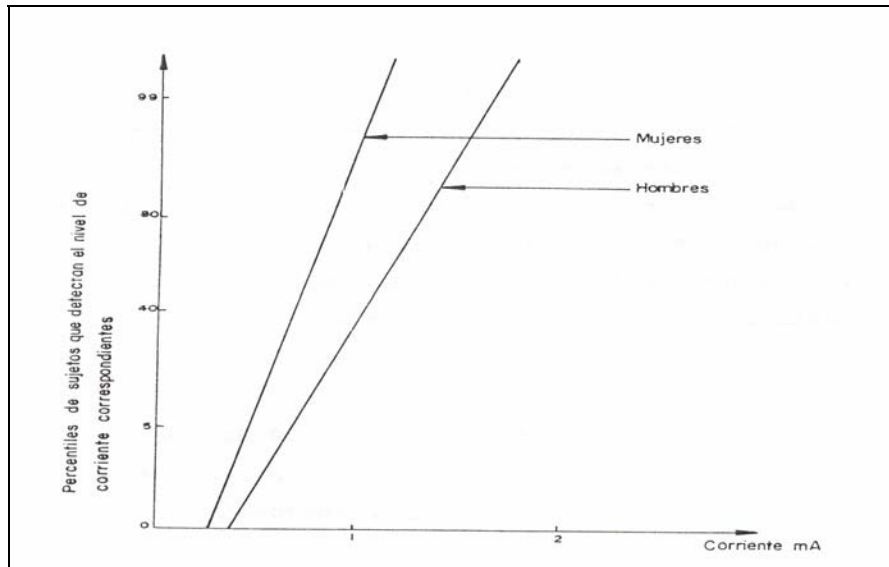
Otros estudios se han llevado a cabo con muestras grandes de hombres y mujeres, con el objeto de analizar el umbral de percepción para corrientes industriales en funciones de la amplitud y la frecuencia.

Los resultados de tales estudios se muestran en las figura 17y figura 18

La figura 17 muestra el porcentaje de sujetos que experimentaron el umbral de sensibilidad a la corriente indicada en el eje de las abscisas. De la gráfica se deduce que el 50% de los hombres de la muestra empezaron a sentir la corriente al aplicarles 1.1mA r.m.s. de corriente a 60 Hz, mientras que el mismo porcentaje de mujeres lo detectaron alrededor de 0.75 mA r.m.s.

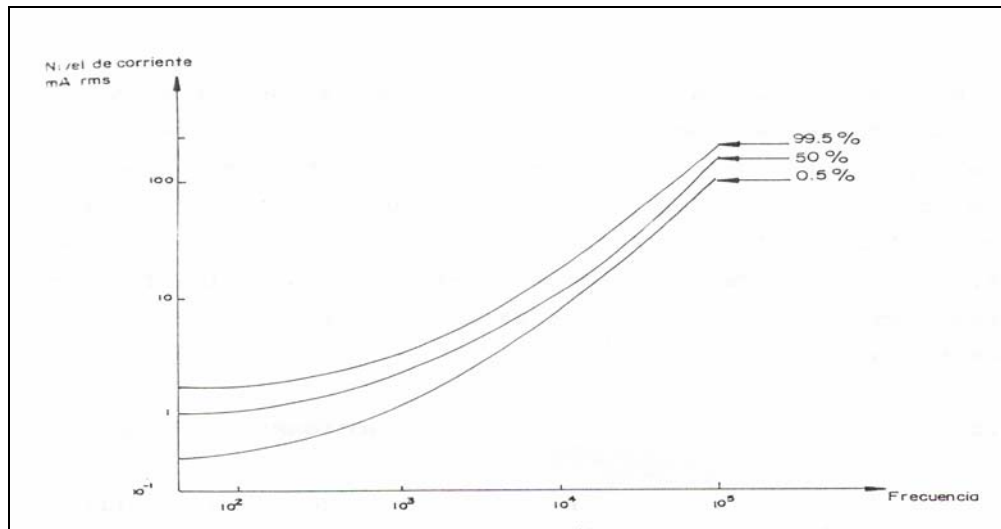
La figura 18 muestra la variación del umbral de percepción en función de la frecuencia de la corriente eléctrica senoidal aplicada. Se observa que el 50% de las personas presentan un umbral de percepción de 50 a 60 Hz del orden de 1 mA, a 100 kHz el umbral se sube por encima de los 100mA, lo que pone de manifiesto lo peligroso de las frecuencias normalmente empleadas en la distribución de la energía eléctrica.

Figura 17. Umbral de percepción para corrientes de 60Hz representada en probabilístico



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

Figura 18. Umbral de percepción en función de la frecuencia de la corriente



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

1.5 LA CORRIENTE ELÉCTRICA Y LAS CONTRACCIONES MUSCULARES

Las fibras musculares tienen la propiedad de la excitabilidad eléctrica, contrayéndose cuando las atraviesa una corriente por encima de un valor umbral, como se analizó en secciones anteriores.

En la figura 19 se representa el modelo eléctrico de los tejidos musculares para determinar a partir de que nivel de corriente se produce contracción. Como puede verse es un RC paralelo simple excitado por un generador de corriente $i(t)$.

Figura 19. (a) Modelo simplificado del músculo

(b) Forma de la onda del del generador de corriente



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

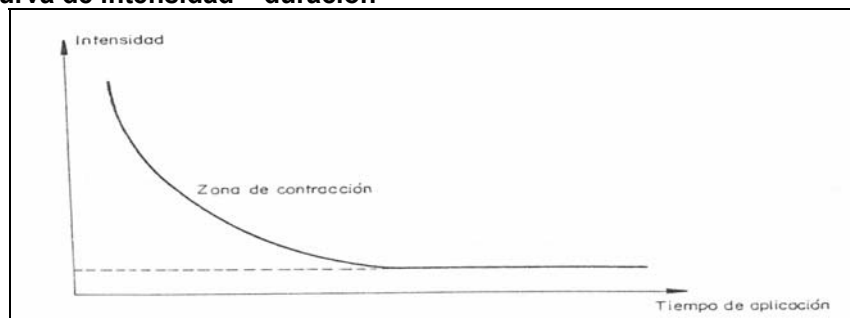
Al aplicar un impulso de corriente de amplitud I duración T de tal manera que sea el valor mínimo de corriente para producir una contracción del músculo, se tendrá un voltaje umbral V_u en las terminales del circuito equivalente del músculo.

Aplicando la teoría de circuitos eléctricos se puede llegar a la conclusión que el valor de tal voltaje esta dado por:

$$V_u = IR(1 - e^{-\frac{T}{RC}}); \quad R = \text{resistencia}, \quad C = \text{capacitancia}, \quad T = \text{tiempo}, \quad I = \text{Corriente}$$

De la ecuación anterior se puede despejar I , para graficar la intensidad de la corriente contra la duración de la aplicación y puede dar, para una duración determinada de la estimulación, la corriente mínima necesaria para que el músculo se contraiga en las condiciones adecuadas como se muestra en la figura 20.

Figura 20. Curva de intensidad – duración



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

Algunas de las conclusiones que se pueden sacar de la curva de la figura 19 es que para estímulos más cortos hace falta aplicar corrientes más elevadas para estimular, circunstancia que esta de acuerdo con el hecho de que al aplicar corrientes de frecuencia más altas el umbral de sensibilidad y contracción aumenta.

Diferentes tipos de corrientes clasificadas por los efectos sobre los músculos:

-Corrientes de reacción: Se define aquella mínima corriente que provoca una contracción del músculo en condiciones experimentales dadas.

-Corrientes de pérdida de control motor: Es el nivel de corriente a el cual el sujeto es incapaz de actuar para apartarse del punto de aplicación de la corriente. Es de esperarse que esta corriente sea mayor que la corriente de reacción.

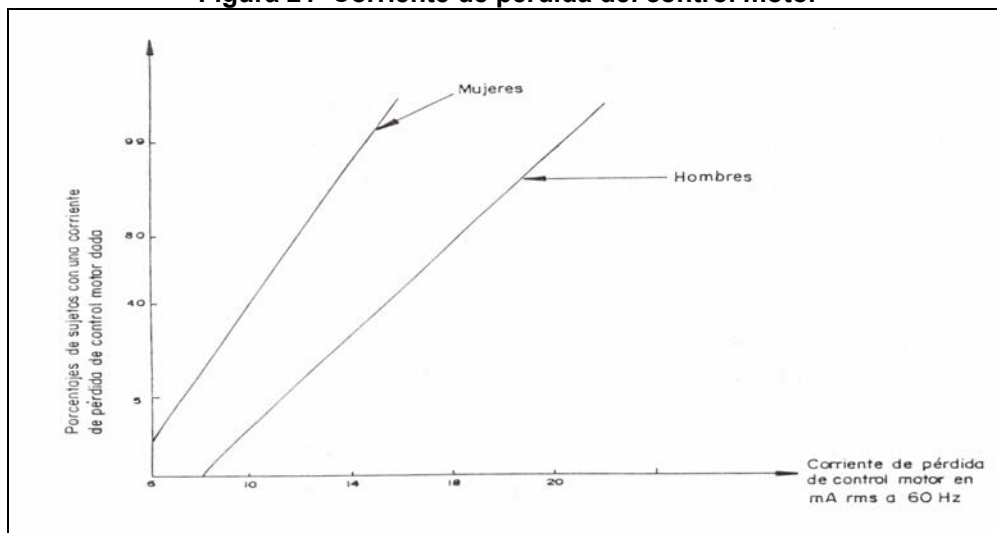
Normalmente se suele medir haciendo que el sujeto agarre con la mano un electrodo cilíndrico, incrementando la corriente hasta que este es incapaz de soltar el electrodo.

-Corriente de tetanización del músculo: Es aquella corriente que produce la contracción máxima e ininterrumpida del músculo. Tal corriente puede ser de un valor elevado aplicado continuamente o bien corrientes de amplitud suficientes por encima de una determinada frecuencia.

Una tetanización prolongada, aparte de ser muy dolorosa, puede incluso provocar el desgarre del músculo, la rotura de ligamentos e incluso de huesos.

La figura 21 y figura 22, se representan los resultados experimentales sobre la medida de la corriente de pérdida de control motor y su variación con la frecuencia.

Figura 21 Corriente de pérdida del control motor



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

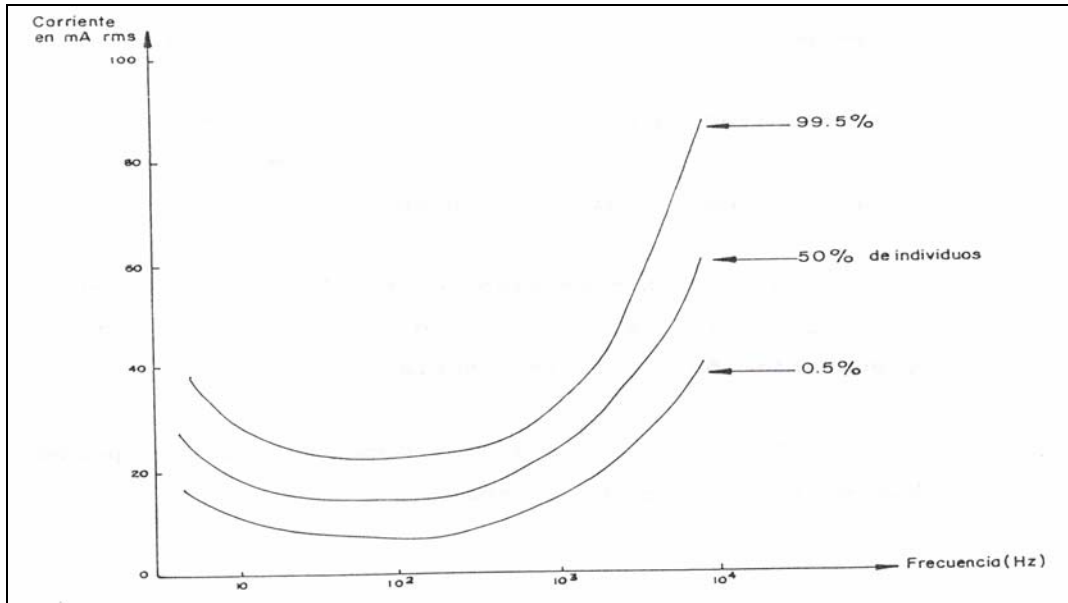
De las figuras 20 y 21 se pueden sacar las siguientes conclusiones:

- El 50% de los hombres pierden el control motor a los 16mA de corriente eficaz a 60Hz. El mismo porcentaje de la mujeres lo hacen a 10.5 mA.

- La cantidad de corriente para pérdida de control motor experimenta un mínimo alrededor de las frecuencias industriales, aumentando a partir de ahí para

multiplicarse aproximadamente por un factor de 5 a frecuencias del orden de 10kHz.

Figura 22 Variación de la frecuencia de la corriente de pérdida de control



Fuente: Tomado de Electro bisturí bipolar

1.6 ELECTROTERAPIA

La electroterapia, consiste en la aplicación de energía electromagnética a los tejidos de un organismo, para generar reacciones biológicas y fisiológicas benévolas y así mejorar las patologías de diversos tejidos .

1.6.1 Electroestimulación

La electroestimulación es la técnica que utiliza la corriente eléctrica, para provocar una contracción de tejidos, y hacer generar cambios físico-químicos que sirven para prevenir, entrenar o tratar los músculos, buscando una finalidad terapéutica o una mejora de su rendimiento.

Algunas de las aplicaciones son:

La prevención y el tratamiento de la atrofia muscular, la potenciación, las contracturas, el aumento de la fuerza para la estabilidad articular, la profilaxis de la trombosis, y la estimulación de los músculos paralizados, entre otros, y también para el tratamiento del dolor.

El electroestimulador

Un electroestimulador es un generador de corriente, que produce impulsos eléctricos con la energía suficiente para generar un potencial de acción (PA) en las células excitables: musculares o nerviosas (sensitivas con resultados analgésicos y eferentes con resultados excitomotrices), y así modificar su estado habitual, que es el reposo.

El generador de corriente puede adaptarse a la resistencia de los diversos tejidos (piel, adiposidad, etc.) que se interponen entre los electrodos y la motoneurona que se va a estimular. El impulso para ser realmente eficaz debe simular la contracción voluntaria, alcanzar la motoneurona con una carga eléctrica calibrada. El instrumento de electroestimulación debe respetar las dos leyes fundamentales del NMS (Electroestimulación neuromuscular): la ley de Weiss (1901) y la ley de Lapique (1909) que demuestran que el resultado de la estimulación eléctrica está en relación con la cantidad de corriente que pasa en una unidad de tiempo.

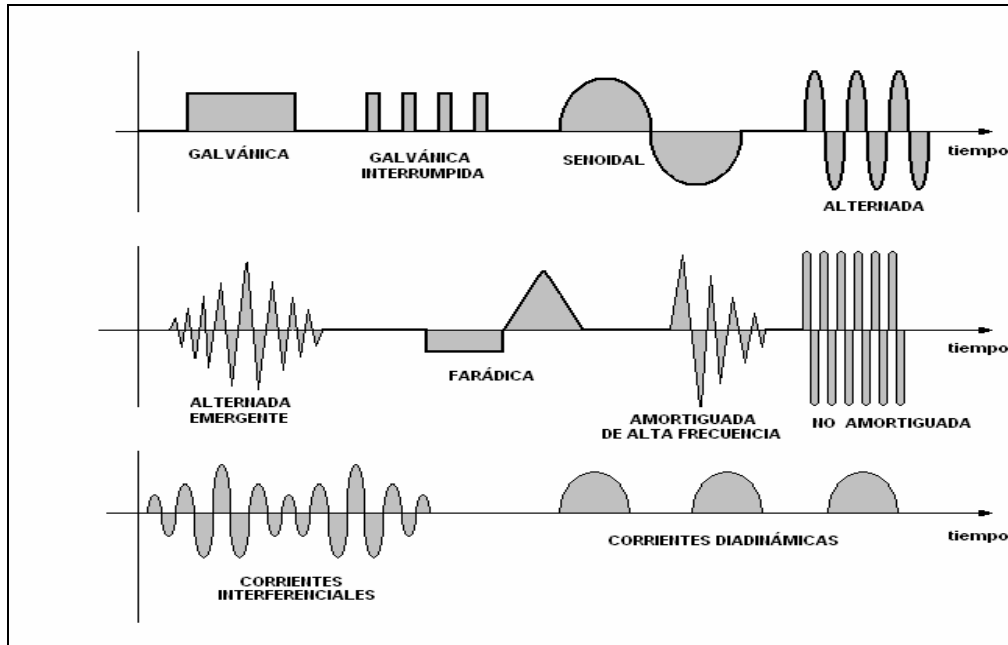
Algunas corrientes o impulsos utilizados en la electroestimulación

El cuerpo humano tiene un comportamiento eléctrico con características y propiedades que se deben conocer en el momento de aplicar alguna clase de energía externa, ya que los iones contenidos en los tejidos transmitirán esta energía aplicada de diferentes maneras. Es así que los tejidos se pueden clasificar en poco conductores, medianamente conductores, buenos conductores y generadores de electricidad. Esta mayor o menor conductividad se presenta por la cantidad de solutos disueltos en tejidos, que en sí son los encargados de generar un desplazamiento iónico.

Las corrientes eléctricas han sido usadas en propósitos terapéuticos por cientos de años, y con el desarrollo de nuevos generadores eléctricos, la práctica de corrientes eléctricas en aplicaciones terapéuticas ha proliferado. Sin embargo, la introducción de la cultura física en el mercado ha generado diferentes clases de electroestimuladores que producen diferentes formas de onda como se muestran en la siguiente figura 23

Las corrientes farádicas, sinusoidales son tipos de impulsos que han hecho la historia de la electroestimulación. Hoy, estas corrientes, han sido superadas tecnológicamente o, mejor dicho, son tipos de impulsos emitidos por generadores de corriente. Los tipos de impulsos que permiten proteger el confort y la seguridad del usuario son: los impulsos rectangulares compensados, simétricos; los impulsos TENS (transcutic electric nerve stimulation- estimulación eléctrica transcutánea en las terminaciones nerviosas) y los impulsos de iontoforesis, interrumpida en 4000Hz. Pero esto no es suficiente, los impulsos deben ser calibrados según dos variables: frecuencia (impulso al segundo en Hz) y cronaxia (ancho del impulso en microsegundos-Ton).

Figura 23. Algunas formas de onda utilizadas en la electroestimulación



Fuente: Electroterapia en Fisioterapia

Parámetros que determinan las características de las corrientes variables

Entre estos parámetros se tienen la intensidad de la corriente que es medida como carga por unidad de tiempo, la estimulación sobre músculo ya sea estriado o nervio el cual viene determinado por la diferencia de intensidad necesaria para conseguir una contracción máxima y una mínima. Así se distinguen:

- Estimulo Infraliminar: No hay respuesta.
- Estímulo Submáximo: Reacción en cierto nº de fibras.
- Estímulo Máximo: Respuesta de todas las fibras.
- Estímulo Supramaximal: No hay aumento de la respuesta.

El tiempo, que refiere a la duración del paso de la corriente, o duración del impulso, determinado en segundos, la pendiente o velocidad con que se alcanza la máxima intensidad, la polaridad sentido de la corriente. (Corrientes unidireccionales: Igual sentido en toda la aplicación) la frecuencia o numero de ciclos por unidad de tiempo (frecuencias elevadas e idénticas: Acostumbramiento).

Efectos terapéuticos de las corrientes de Baja y Media Frecuencia [4]

Baja Frecuencia

a) Analgesia: Mecanismos de Acción Metabólicos: Aumento del flujo sanguíneo por contracción de la musculatura lisa de los vasos.

Mecanismos de Acción Neurofisiológicos: Se bloquea el mensaje doloroso hacia el SNC, con lo que no se percibe la sensación de dolor.

Mecanismos Mixtos: Aumenta la secreción de endorfinas en el SNC, lo que disminuye el umbral doloroso y se favorece la acción analgésica.

b) Electroestimulación: Efecto excitomotor en músculo estriado con frecuencia de hasta 10Hz. (más frecuencia puede provocar tetanización)

Efecto excitomotor en músculo liso con frecuencia de 10-25 Hz.

Media Frecuencia

Las corrientes de media frecuencia (hasta 100.000 Hz), tienen menos efectos fisiológicos que las de baja frecuencia, pero penetran más en el organismo.

Estimulación:

Activación del metabolismo.

Disminución de la sensación dolorosa.

Reducción del edema.

Aceleración de la regeneración.

Reproducción del movimiento vascular.

Tipos de Corrientes de Baja y Media Frecuencia

- **Excitomotoras**

a) Farádicas: las corrientes farádicas están compuestas de impulsos pequeños y puntiagudos (1 ms) de corriente alterna, asimétrica y de baja frecuencia las cuales se aplican en trenes de impulsos (10 ciclos /seg), son muy indicadas en músculos normales, para aumentar la fuerza y el tónus e indicadas en parálisis centrales.

b) Exponenciales: la corriente exponencial tiene una intensidad máxima en un instante y va disminuyendo progresivamente, debe ser mantenida más de 10 segundos.

c) Corrientes Bifásicas Simétricas: son utilizadas para fortalecer la parte motora también aplicadas para reforzamiento muscular normal o para tratar o prevenir atrofias.

Para los músculos se debe aplicar con técnica monopolar (negativo-distal-más pequeño), duración de Impulso: 100-400 μ s con frecuencia máxima para fibras de contracción rápida de 85 Hz y en fibras de contracción lenta 45 Hz, máxima

también. Sesiones de tratamiento largas (30-90min) e intensidad hasta obtener respuesta motora (Intensidad Alta).

d) Corrientes Bifásicas Asimétricas: sirve como tratamiento de atrofas musculares, la duración de sus pulsos es de 0.2 a 0.3 ms, su frecuencia en tónicas entre 5 y 20 Hz y en fásicas entre 40 y 80 Hz, con ciclos de 1 min (10 s de establecimiento; 20 s de mantenimiento; 30 s de intervalo).

e) Corrientes Alternas Sinusoidales de Media Frecuencia: se aplican trenes de impulsos en 20 ms para aumento de fuerza en hipertrofia muscular con frecuencia en tónicas de 20 Hz y en farádicas de 100 Hz.

Técnicas de Aplicación

- ✓ Monopolar: 1 electrodo menor. (pequeño - negativo - distal)
- ✓ Bipolar: 2 electrodos iguales
- ✓ Tripolar: 2 electrodos activos, 1 inactivo (cierra el circuito)
- ✓ Tetrapolar: 4 electrodos

• Analgésicas

Todas las corrientes tienen efecto analgésico, en función de la frecuencia utilizada.

- a) Träbert
- b) Exponenciales analgésicas
- c) Diadinámicas de Bernard

a) Corrientes de Träbert: impulsos con forma rectangular con duración del ciclo: Impulso: 2 ms; Pausa: 5 ms, frecuencia: 142 ciclos/s, aplicación con técnica bipolar con electrodos grandes que abarcan la zona de dolor.

b) Exponenciales analgésicas: son una sucesión de impulsos exponenciales se puede obtener analgesia, siempre que se usen los parámetros adecuados como son:

Impulsos exponenciales de 10 ms con 30 ms de intervalo el cual actúa sobre musculatura lisa (Arteriolas, arterias) lo cual provoca vibración sobre fibras terminales del Sistema Nervioso.

Impulsos Exponenciales de 30 ms y, 50 ms de intervalo, este actúa sobre la circulación, estimulando tanto el músculo liso como el estriado.

Impulsos Exponenciales de 50 ms y, 70 ms de intervalo el cual tiene efecto sobre músculo estriado, provocando contracciones fuertes. Esto favorece el reflujo sanguíneo y apertura de la región capilar y precapilar.

c) Corrientes moduladas Diadinámicas: se obtienen por rectificación de una corriente alterna las cuales se aplican sobre una base galvánica obteniéndose un efecto general de estimulación de entrada y amortiguación de la esfera sensorial por medio de un impulso base de 10 ms de duración.

Tipos de Corrientes Diadinámicas

a) Monofásicas (MF): se obtienen mediante la eliminación de la semionda negativa. Es de difícil efecto analgésico. Con este tipo de corriente se produce una fuerte vibración. Se debe aplicar con duración del ciclo mediante impulsos 10 ms con una pausa de 10 ms.

b) Difásicas (DF): corriente base igual que monofásica mediante rectificación de la semionda negativa. Este tipo posee una frecuencia que es el doble a la del tipo monofásica. Produce una sensación de cosquilleo y en el paciente aparece rápidamente el acostumbamiento a esta onda.

c) Cortos Periodos (CP): combina Monofásica y Difásica (1s cada periodo) produciendo fuerte vibración (MF) y suave temblor (DF).

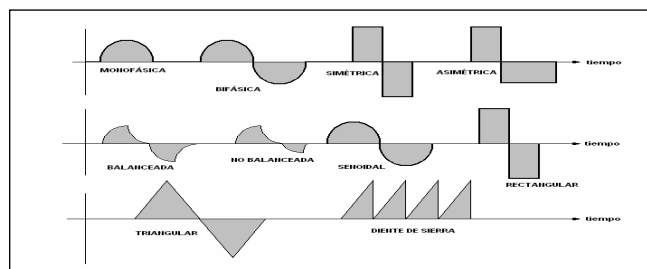
d) Largos Periodos (LP): periodos más largos que los de Cortos periodos, pero combinando igualmente MF y DF. Al ser periodos más largos se evita el acostumbamiento y su efecto analgésico es mayor que en las DF.

e) Ritmo Sincopado: corriente MF intercalada de largas pausas para facilitar la recuperación muscular presentando una duración de ciclo de 1s de MF con 1s de pausa.

f) CP Inducidos: aumenta la intensidad en DF en un 10%.

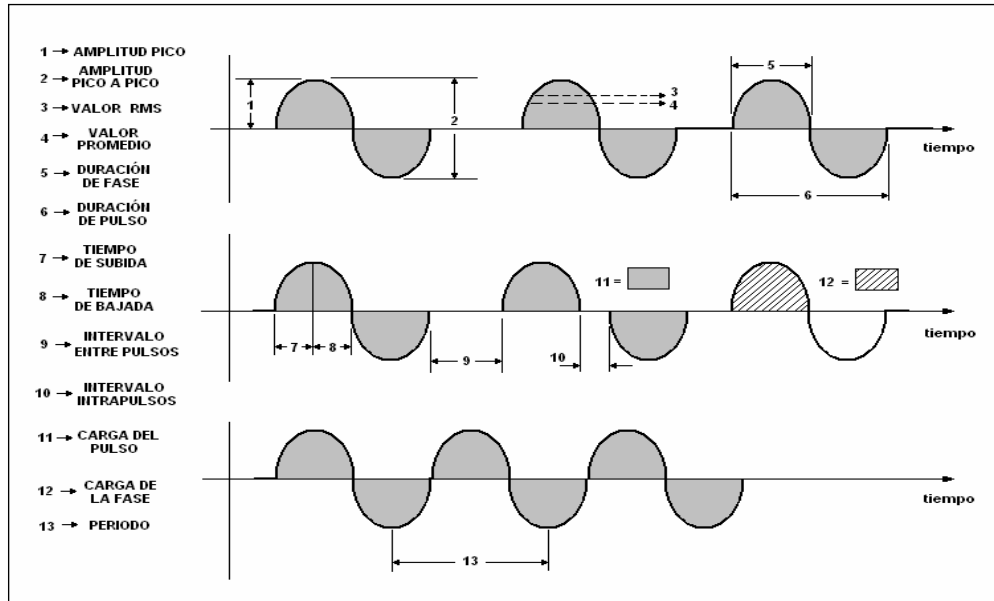
g) Corrientes no automatizadas o combinadas: en periodos de 2 minutos se alternan MF y DF.

Figura 24. Características de las diferentes formas de onda



Fuente: Electroterapia en fisioterapia

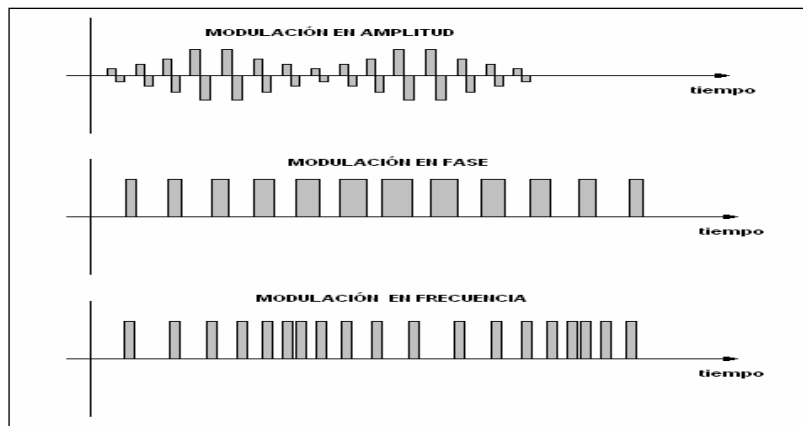
Figura 25. Características cualitativas y cuantitativas de las ondas usadas en electroestimulación



Fuente: Tomado de Electroterapia en fisioterapia

Otra clase de estímulos usados en electroestimulación son aquellos que presentan alguna clase de modulación. La modulación en las formas de onda usadas en estimulación son tres, modulación en amplitud AM, modulación en fase PM y modulación en frecuencia FM. Estas tipos de modulación se usan frecuentemente para evitar la acomodación y/o acostumbramiento de las fibras motoras o sensitivas que se están tratando, evitando así la disminución en la efectividad de algún tratamiento. La Figura 25 muestra estas clases de modulación con una señal de bifásica rectangular en AM, y monofásicas para las PM y FM.

Figura 26. Tipos de modulaciones presentes en señales de electroestimulación



Fuente: Tomado de Electroterapia en fisioterapia

2. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA

2.1 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL DISEÑO

Conociendo las descripciones de diferentes equipos que se utilizan para electroestimulación y sabiendo como un modelo funcional de electroterapia se implementa en electrodiagnóstico se determino las diferentes formas de onda con que cuenta un modelo funcional para electroestimulación y electrodiagnóstico por lo tanto se tendrá en cuenta los siguientes requisitos.

2.1.1 Requisitos que debe contar el modelo funcional para electroestimulación

Tabla 1 Requerimientos para el tratamiento de Electrodiagnóstico

Tipo de onda	Cuadrada
Canales	1 o 2
Ancho del pulso	100,30,20,10,3,1,0.5,0.3,0.1,0.05 ms

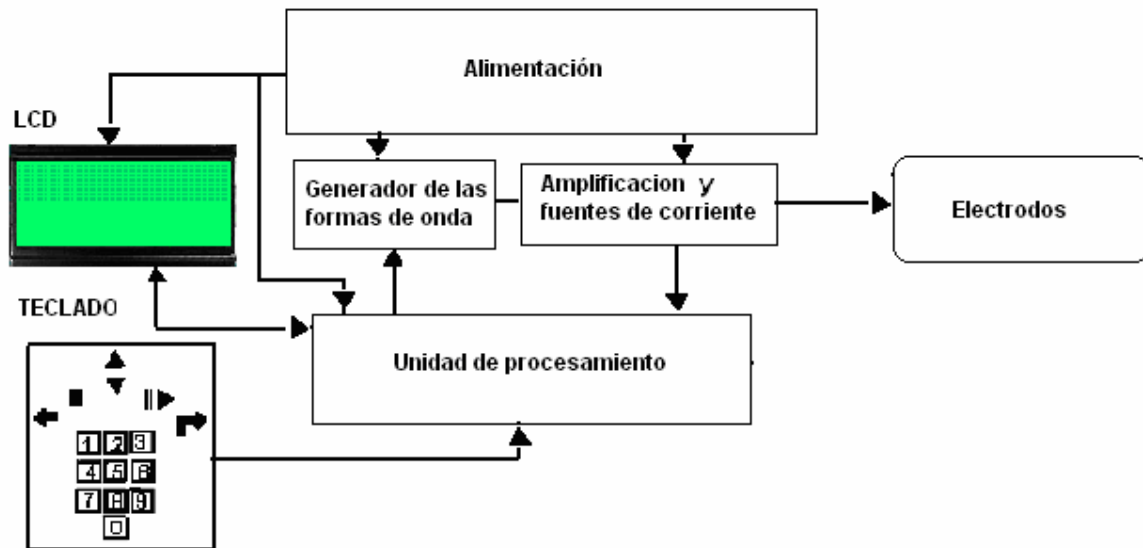
Tabla 2 Requerimientos para Electroestimulación

Forma de onda	GALVANICA
Canales	1,2
Tipo de onda	Continua
Ciclo de trabajo ENCENDIDO/APAGADO	apagado,5/5,4/12,10/10,10/20,10/30
RAMPA	0.5s,1s,2s,3s,5s
Tiempo	1-30 min
Forma de onda	Farádica
Canales	1,2
Tipo de onda	Cuadrada , Triangular ,Exponencial ,Sierra
Ciclo de trabajo ENCENDIDO/APAGADO	apagado,5/5,4/12,10/10,10/20,10/30
RAMPA	0.5s,1s,2s,3s,5s
Frecuencia	1-100Hz $\pm 5\%$
Ancho del pulso	60-1000 μs $\pm 5\%$
Tiempo	1-60 min
Forma de onda	Bifásica
Canales	1,2
Tipo de onda	Cuadrada ,Triangular ,Exponencial ,Sierra
Ciclo de trabajo ENCENDIDO/APAGADO	apagado,5/5,4/12,10/10,10/20,10/30
RAMPA	0.5s,1s,2s,3s,5s
Frecuencia	1-100Hz $\pm 5\%$

Ancho del pulso	60-1000 μs $\pm 5\%$
Tiempo	1-60 min
Intervalo interpulsatil	0-1000 μs $\pm 5\%$
Corriente	0-120mA pico

2.1.2 Diagrama esquemático del modelo funcional para electroterapia

Figura 27. Esquema del modelo funcional



2.2 FUNCIONAMIENTO GENERAL DEL EQUIPO

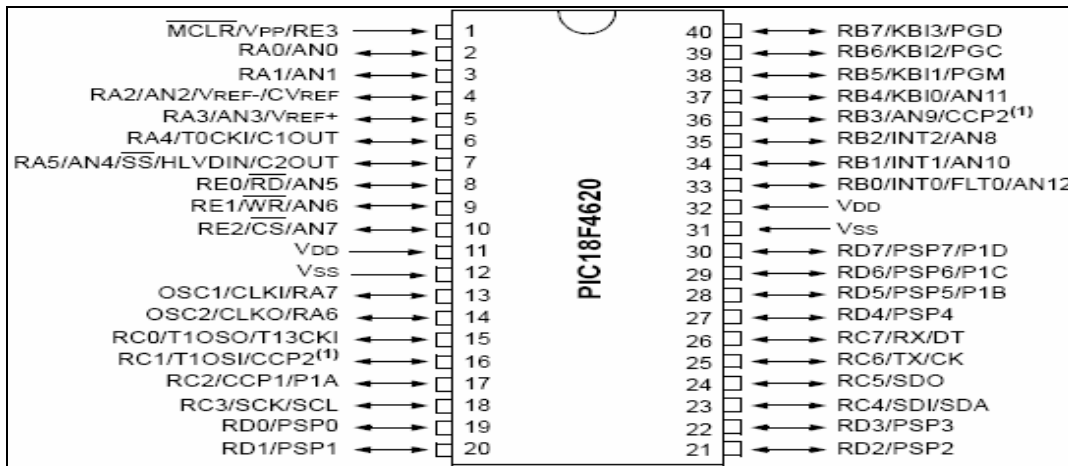
El equipo cuenta con una unidad central de procesamiento basado en un μC , el cual se encarga de interactuar con el conversor D/A ,LCD ,TECLADO enviándole palabras digitales, también censa el flujo de corriente que pasa a través del paciente adquiriendo la señal de salida de un conversor VRMS.

La unidad de generación el conversor D/A y el desplazador de nivel llevan la señal a una etapa de filtrado la cual se acopla a una etapa final de amplificación que se realiza por medio de fuentes de corriente.

2.2.1 Unidad central de procesamiento (Microcontrolador)

Para la unidad central de procesamiento que se implementó fue el PIC 18F4620 este μC se utilizó debido a la facilidad de acceso al programador, la capacidad de memoria de programa y datos, el numero de temporizadores, frecuencia de operación (40MHz), la cantidad de pines.

Figura 28. Diagrama de pines del PIC 18F4620



Fuente: Data sheet Microchip

Figura 29. Características relevantes del PIC18F4620

Device	Program Memory		Data Memory		I/O	10-bit A/D (ch)	CCP/ ECCP (PWM)	MSSP		EUSART	Comp.	Timers 8/16-bit
	Flash (bytes)	# Single-Word Instructions	SRAM (bytes)	EEPROM (bytes)				SPI™	Master I ² C™			
PIC18F4620	64K	32768	3986	1024	36	13	1/1	Y	Y	1	2	1/3

Fuente: Data sheet Microchip

Programación de la unidad central de Procesamiento

Para el desarrollo de la interfaz con el usuario y la generación de los tratamientos por cada canal se utilizó un compilador en C llamado PICC-18 que es suministrado por HI-TECH software, el cual trabaja con la plataforma de MPLAB IDE este software lo suministra la empresa Microchip Technology.

Las principales características por el cual se optó por la programación en C en vez de la utilización del assembler fueron:

- El aprovechamiento del soporte de librerías en C para realizar operaciones matemáticas básicas, manipulación de tablas, la manipulación de caracteres, la utilización de las rutinas de punto flotante compilador HI-TECH permite la utilización de un gran soporte de librerías en C dentro de las cuales podemos destacar las siguientes (pic18.h, math.h, stdio.h, string.h).

- La implementación de C en aplicaciones con microcontroladores se está dando a gran escala gracias al gran tamaño de la memoria de programa y datos acompañado de la gran velocidad de procesamiento que acompaña a los microcontroladores.
- Existe una reducción en el tiempo de desarrollo en las rutinas o funciones en C al contrastar con el assembler.

2.2.2 Tareas de la unidad central de procesamiento

- Controla la interfaz visual LCD por, medio de las palabras digitales.
- Recibe palabras digitales de la interfaz táctil.
- Controla el conversor D/A para generar las respectivas señales de los dos canales.
- Controla dos alarmas visuales y una alarma sonora para indicar la ejecución y terminación de un tratamiento para cada uno de los canales.
- Controla dos relés para permitir y retirar el tratamiento que se le esta suministrando al paciente
- Controla Revisar los 4 Timer. Timer0 control de la frecuencia del primer canal, Timer2 control de la frecuencia del segundo canal, Timer1 controla el tiempo para cada uno de los tratamientos, Timer3 controla el ancho pulso, el ancho intepulsatil de los dos canales.
- Controla la conversión A/D a partir de conversores RMS para el sensado de corriente de los dos canales.

Todas las tareas anteriores se realizaron en un programa que se introdujo dentro de la unidad central de procesamiento con aproximadamente 6000 líneas de programación en C o su equivalente aproximadamente 30000 líneas en assembler.

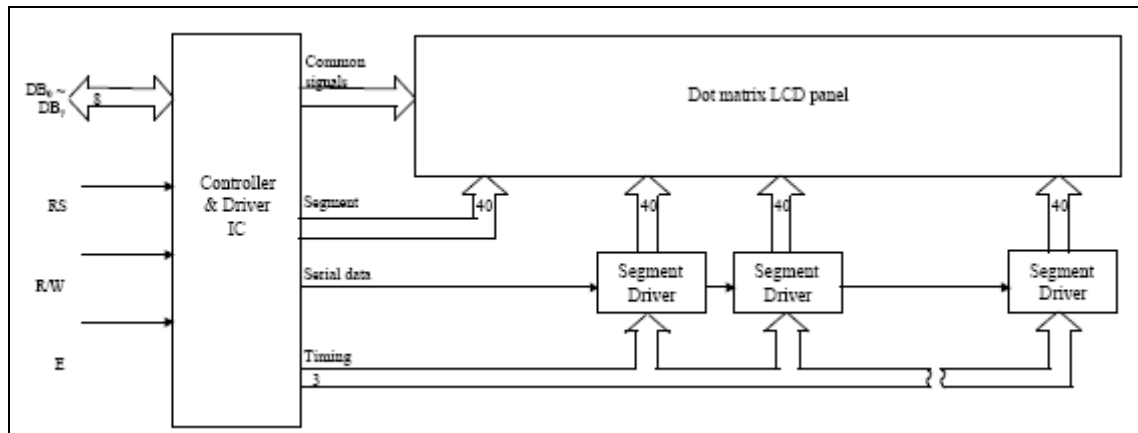
Rutina de la LCD

Figura 30. Interfaz visual



La LCD cuenta internamente con un microcontrolador el cual interpreta los datos y comandos para alternar con el controller & driver, también se encarga de interactuar con la LCD como se puede apreciar en la figura 31.

Figura 31. Arquitectura interna de una LCD



Fuente: Dot matrix character LCD module user's manual

Para la generación de la subrutina de la LCD fueron utilizadas 6 funciones:

```

lcd_init(unsigned char mode)
lcd_read_cmd_nowait(void)
lcd_check_busy(void)
lcd_cmd(unsigned char c)
lcd_data(unsigned char c)
lcd_puts(const char * s)

```

Los comandos predeterminan funciones en la LCD como manejo de cursores, asignación de direcciones en la DDRAM y la CGRAM, contador de direcciones, desplegar datos de la DDRAM, almacenamiento de símbolos en la CGRAM, y los datos corresponden a los caracteres específicos que posee la LCD.

Para la LCD se utilizó los pines RB3-RB0 para datos, por lo tanto se la LCD se configuro en modo de 4bits,y los bits de control se utilizaron los puertos RE0-LCD_RW, RE1-LCD_E , RE2 LCD_RS.

Interfaz visual

El modelo funcional esta dotado de 30 *frames* donde uno a la vez se visualiza sobre una pantalla LCD de 4x20 como se puede apreciar en los siguientes ejemplos de la figura 32.

Figura 32. Interfaz visual tratamiento galvánico

80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	8A	8B	8C	8D	8E	8F	90	91	91	93
	E	L	I	J	A			T	R	A	T	A	M	I	E	N	T	O	
C0	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	CA	CB	CC	CD	CE	CF	DO	D1	D2	D3
	▶	G	A	L	V	A	N	I	C	A									
94	95	96	97	98	99	9A	9B	9C	9D	9E	9F	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7
		F	A	R	A	D	I	C	A										
D4	D5	D6	D7	D8	D9	DA	DB	DC	DD	DE	DF	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
		B	I	F	A	S	I	C	A								C	H	X

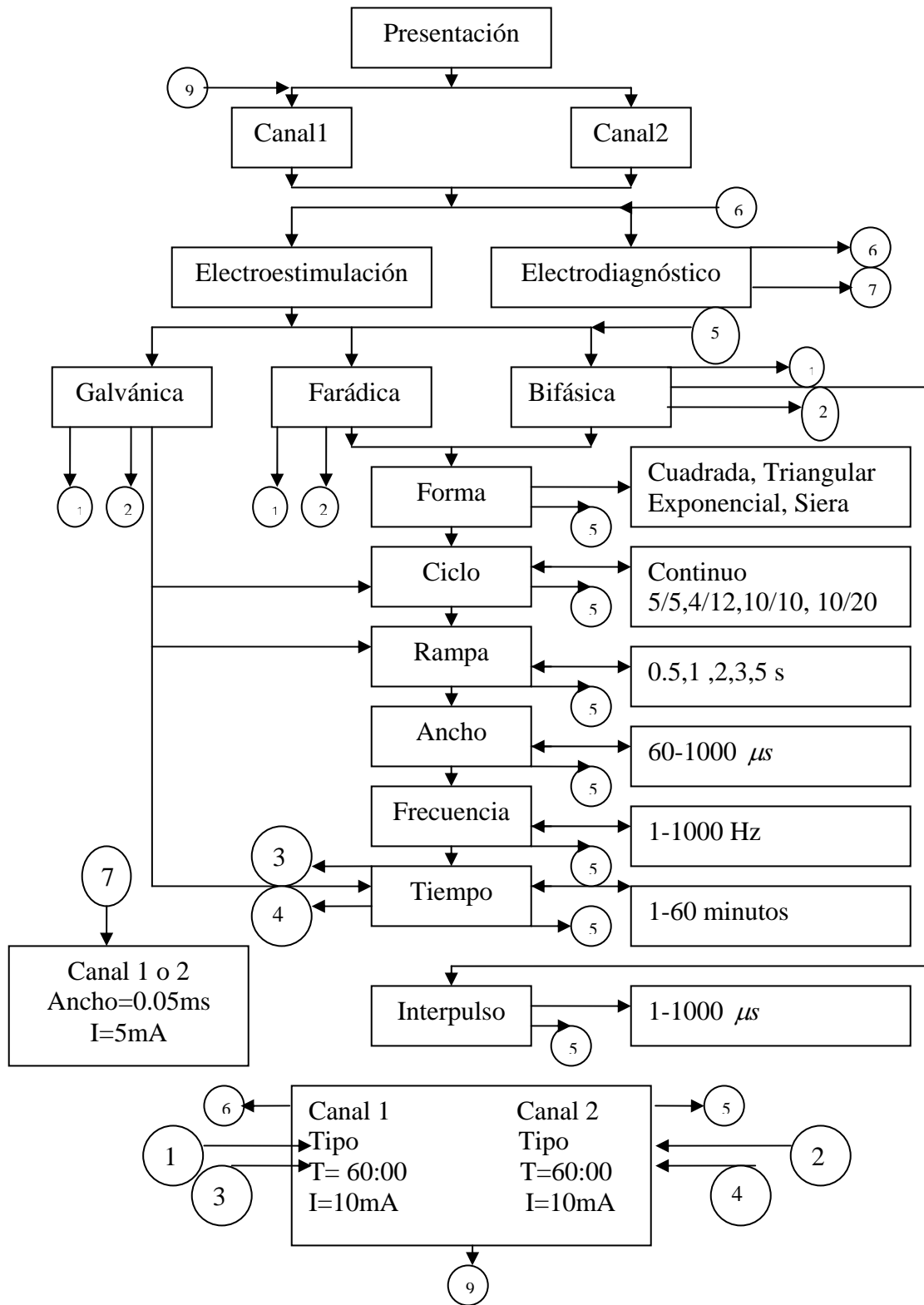
80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	8A	8B	8C	8D	8E	8F	90	91	91	93
G	A	L	V	A	N	I	C	A											
C0	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	CA	CB	CC	CD	CE	CF	DO	D1	D2	D3
	▶	C	I	C	L	O			:	C	O	N	T	I	N	U	O		
94	95	96	97	98	99	9A	9B	9C	9D	9E	9F	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7
		R	A	M	P	A			:	A	P	A	G	A	D	O			
D4	D5	D6	D7	D8	D9	DA	DB	DC	DD	DE	DF	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
		T	I	E	M	p	O		:	3	0	[M	i	n]	C	H	X

80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	8A	8B	8C	8D	8E	8F	90	91	91	93
G	A	L	V	A	N	I	C	A	-	C	I	C	L	O					
C0	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	CA	CB	CC	CD	CE	CF	DO	D1	D2	D3
	▶	C	O	N	T	I	N	U	O			1	0	/	1	0			
94	95	96	97	98	99	9A	9B	9C	9D	9E	9F	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7
		5	/	5								1	0	/	2	0			
D4	D5	D6	D7	D8	D9	DA	DB	DC	DD	DE	DF	E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
		4	/	1	2							1	0	/	3	0	C	H	X

Cada *frame* visual se encuentra anidado con las órdenes provenientes de la interfaz táctil. La opción que se elige en la interfaz visual se obtiene al posicionar el cursor ▶ y oprimir la tecla ENTER ↵, al teclear la tecla ← la interfaz visual retorna al *frame* anterior de la jerarquía y no ejecuta la especificación del cursor ▶, las teclas Arriba/Abajo ↑↓ sirven para desplazar el cursor para cada una de las diferentes especificaciones, la escogencia de ciertos valores como el ancho de pulso se encuentra en el intervalo entre 60-1000 μ S, el tiempo de duración para cada tratamiento se encuentra entre 1-60 minutos. El usuario al determinar todos los parametros del tratamiento sólo puede entrar a actuar con 2 teclas pause ||▶ y stop ■, para dichas ordenes de la interfaz táctil solo se puede detener los tratamientos o terminarlos.

Al moverse en el *frame* de la LCD se puede mostrarle al usuario que esta disponible para programar, como se puede apreciar en la arquitectura de los frames que se muestran en la figura 33.

Figura 33. Diagrama de flujo la Interfaz visual



- 1 Define el tipo de Onda que desea el usuario para el primer canal.
- 2 Define el tipo de Onda que desea el usuario para el segundo canal.
- 3 Define el tiempo del tratamiento para el primer canal.
- 4 Define el tiempo del tratamiento para el segundo canal.
- 5 Retorna al *frame* para continuar con el tipo de tratamiento.
- 6 Retorna al *frame* para seleccionar electrodiagnóstico o electroestimulación.
- 7 Entra al modo electrodiagnóstico.
- 8 Retorna al *frame* para seleccionar electrodiagnóstico o electroestimulación.
- 9 Retorna al *frame* para seleccionar con cual canal el usuario desea trabajar.

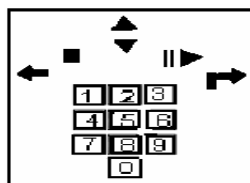
Cada *frame* que hace parte del diagrama de flujo de la interfaz visual permite ir de forma ascendente como descendente.

Interfaz táctil

Teclado

El teclado cuenta con los dígitos de 0-9, una tecla que PAUSA/ENCENDIDO de los tratamientos, dos teclas ARRIBA /ABAJO para poder discernir que tipo de tratamiento desea el usuario y elegir cada uno de los respectivos parámetros, una tecla de STOP para detener la ejecución de cada respectivo tratamiento, en la figura 34 se puede apreciar el teclado que se diseñó.

Figura 34. Teclado

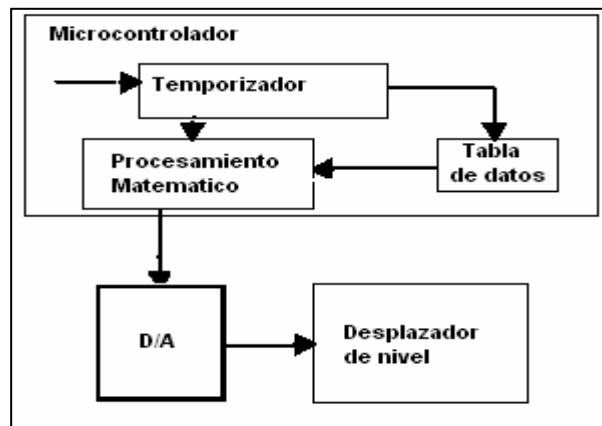


2.2.3 Generación de las diferentes formas de onda

Para la generación de las diferentes formas de onda se optó por el diseño de un sintetizador digital, cuya implementación se basa en el almacenamiento de palabras digitales en la memoria de la unidad de procesamiento estas son enviadas cada determinado tiempo a un conversor D/A el cual convierte dichas palabras digitales en una señal analógica.

El diagrama de bloques del sintetizador se encuentra en la figura 35.

Figura 35. Sintetizador digital directo basado en un microcontrolador



Para generar cada una de las respectivas formas de onda se utilizaron palabras digitales (datos) que son introducidos a la unidad central de procesamiento por medio de tablas, los datos de estas tablas provienen del muestreo de cada una de las respectivas señales, la frecuencia de muestreo depende de la cantidad de muestras y del ancho de pulso de la cada una de las señales [1].

Debido a que este tipo de señales se generan de forma digital, se presentaron componentes de frecuencia que no hacen parte del espectro de la señal original, por ende se implemento un filtro para mitigar dichas componentes frecuencia y asemejar mas la señal de salida a la señal que se desea aplicar. Para generar cada una de las respectivas formas de onda se tuvieron en cuenta los siguientes requisitos:

- El ancho de pulso para electroestimulación se encuentra entre $60-1000 \mu s$ y en electrodiagnóstico se encuentra en el intervalo de $50-100000 \mu s$.
- Relación entre la energía espectral de la señal en la frecuencia de corte del filtro y la energía espectral total de la señal de ser mayor del 90%.
- Relación entre la energía espectral de ruido (energía de las replicas espectrales de la señal) y la energía espectral de la señal debe ser menor del 5%.

Los problemas para cumplir estos requisitos son los siguientes:

- El numero de muestras que se utilizan para reconstruir la señal.
- Frecuencia de corte del filtro.

El número de muestras que se logro introducir en el ancho de pulso $60 \mu s$ (minimo) fue de 19 esto se debió a la MIPS (millones de instrucciones por segundo) con estas cantidad de muestras se tuvo una frecuencia de muestreo de 316.67KHz, esta frecuencia de muestreo va disminuyendo proporcionalmente con el ancho del pulso por lo tanto para una señal de $1000 \mu s$ la frecuencia de muestreo es de 19kHz entonces fue necesario buscar una frecuencia de muestreo que permitió cumplir con los requerimientos en los anchos de pulso en el intervalo de $250 \mu s$ hasta los $1000 \mu s$ en este caso se emplearon 50 muestras. Dependiendo de la frecuencia de muestreo se crearon replicas espectrales las cuales no deben afectar sustancialmente el espectro de la señal original, debido a que las señales implementadas para el modelo funcional de electroestimulación su en formulación matemática poseen un ancho de banda infinito se debió dar un valor de merito a las componentes indeseables en el espectro de la señal original el cual en nuestro caso lo consideramos como ruido.

Para mitigar las componentes de frecuencia que no hacen parte de la señal original se debió implementar un filtro, cuya frecuencia de corte se determino por la señal que tuvo mayor ancho de banda en este caso se obtuvo cuando la señal generada es cuadrada y tiene un ancho de pulso de $50 \mu s$.

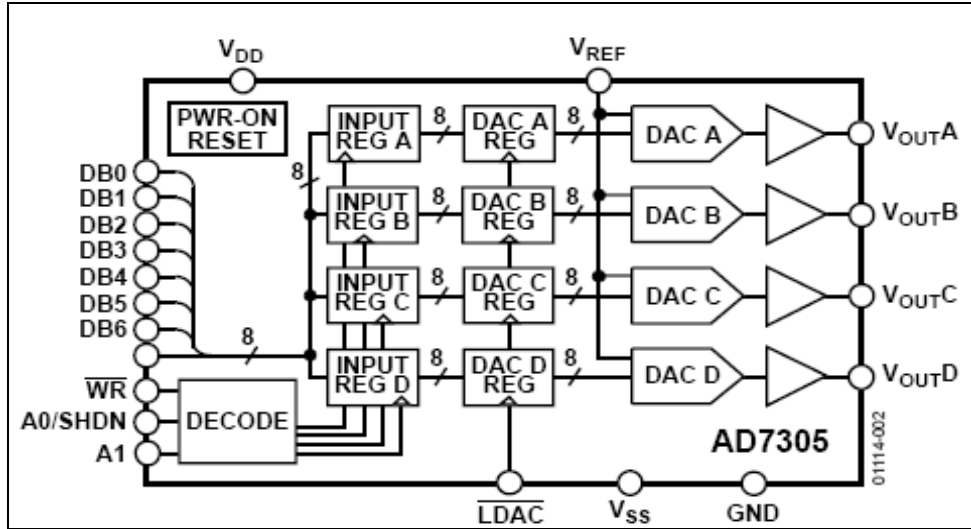
2.2.4 Conversión D/A

Para la conversión D/A se tuvieron en cuenta los siguientes requerimientos:

- Dos canales independientes de salida.
- Interfaz paralela.
- Pines de control menores de 5.
- El conversor debe permitir demultiplexar la entrada.
- Niveles de cuantificación mayores o iguales a 256.
- Tiempos de conversión menores a 400ns.

El conversor que cumple con estas características es el AD7305 es un conversor digital analógico de la empresa Analog Device que posee 4 salidas en nuestro caso implementamos solo 2 de sus salidas.

Figura 36. Conversor D/A AD7305



Fuente: Datasheet Analog Devices

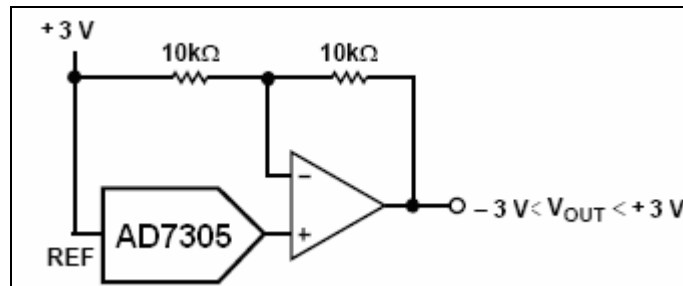
2.2.5 Desplazador de nivel

La señal a la salida del conversor D/A es unipolar de 0 a 3V para convertirla en bipolar de -3 a +3V para realizar esto se implemento la configuración *quadrant multiplying* en la cual la señal de salida está dada por la siguiente expresión.

$$V_{out} = 2 * (V_{in}^- - V_{in}^+)$$

La configuración se aprecia en la figura 37.

Figura 37. Quadrant multiplying



Fuente: Datasheet AD7305

2.2.6 Filtrado

Para el diseño del filtro se tuvo en cuenta el espectro de la señal que tiene mayor ancho de banda en este caso es una señal cuadrada cuyo ancho de pulso es de 50 μs .

$$x(t) = \begin{cases} 1, & |t| < 25\mu s \\ 0, & |t| > 25\mu s \end{cases}$$

$$x(j\omega) = \int_{-25\mu s}^{25\mu s} e^{-j\omega t} dt = \frac{2\text{sen}(\omega * 25e-6)}{\omega}$$

Figura 38. Gráfica de la señal cuadrada con un ancho de pulso de 50 μs

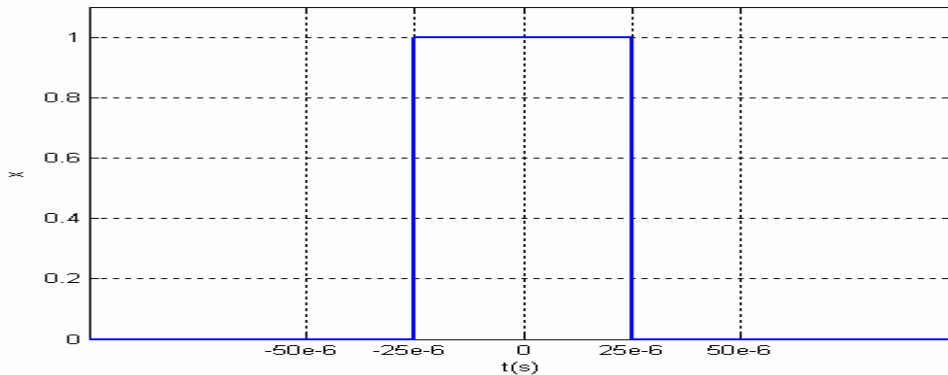
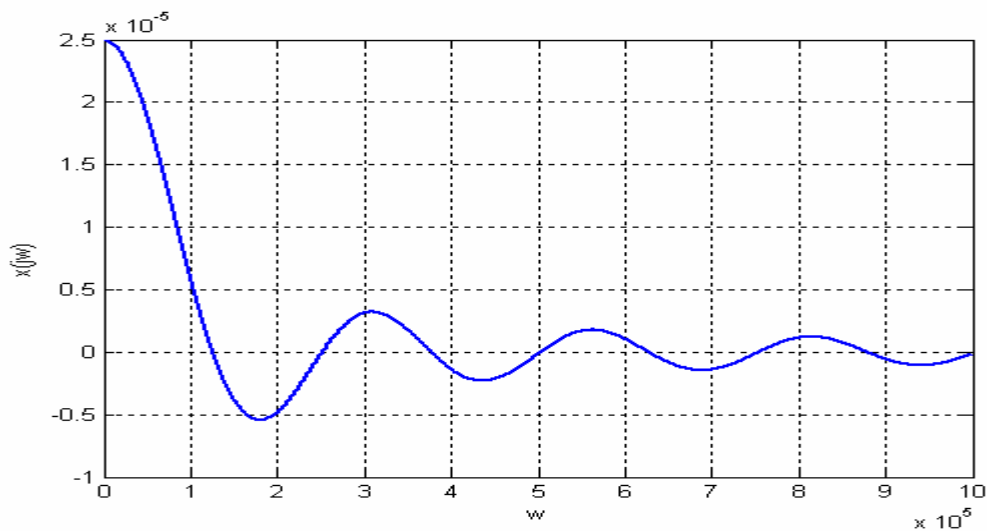


Figura 39. Espectro de la señal cuadrada con un ancho de pulso de 50 μs



Para determinar el ancho de banda del filtro pasa bajas.

Primero se determino que el espectro de la señal a la frecuencia de corte del filtro debía tener una energía del 95% con respecto a la señal de entrada en todo su espectro.

En este caso la frecuencia de corte que se escogió para el filtro es de 50khz por ende $\omega = 3.1416e+005$ rad/s.

Energía de la señal antes del filtro: el limite superior se toma considerando que la señal cuadrada tiene un tiempo finito para la transición de 0 a su valor máximo en el caso del AD7305 el slewrate de 0x00-0xFF es de $1/3.16 \text{ V}/\mu\text{s}$ por lo tanto se tomo que el ancho de banda de la señal es de $1e6$.

$$E_{\text{entrada}} = \int_0^{1e6} \left(\frac{2\text{sen}(w * 25e - 6)}{w} \right)^2 dw = 1.5509e - 004 \text{ J}$$

Energía de la señal después del filtro:

El límite superior es la frecuencia de corte del filtro.

$$E_{\text{salida}} = \int_0^{3.14e5} \left(\frac{2\text{sen}(w * 25e - 6)}{w} \right)^2 dw = 1.5027e - 004 \text{ J}$$

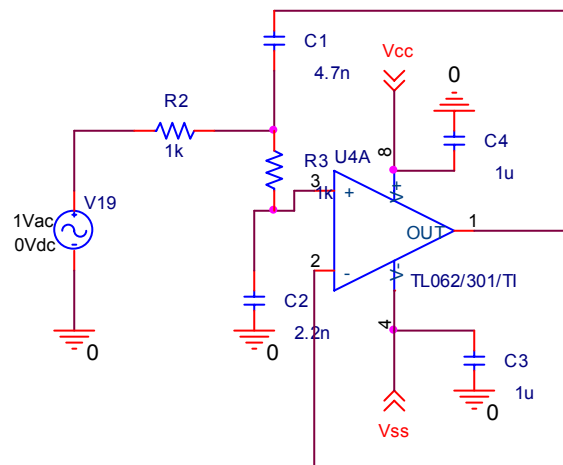
La energía a la salida es el 96% de la energía de la señal de entrada.

La topología que se uso para el diseño de este filtro fué Sallen and Key porque solo necesita un amplificador y también porque es un filtro de segundo orden, las características más relevantes del filtro son:

-La síntesis de un lazo de realimentación que desarrolla un par de polos conjugados complejos caracterizados por una frecuencia de corte ω_0 y un factor Q.

-Inyecta la señal de entrada de forma tal que desarrolle los ceros de transmisión deseados.

Figura 40. Filtro Bicuadrático de un sólo amplificador (Sallen and Key)



La frecuencia de corte del filtro esta dado por la siguiente expresión:

$$w_0 = \frac{1}{\sqrt{C1C2R1R2}}$$

El parámetro Q sirve para cuantificar que la respuesta del filtro sea máximamente plana esta dada por la expresión:

$$Q = \frac{1}{\sqrt{2}} = \left[\frac{\sqrt{C1C2R3R4}}{C4} \left(\frac{1}{R1} + \frac{1}{R2} \right) \right]^{-1}$$

Los valores encontrados para el diseño del filtro fueron los siguientes:

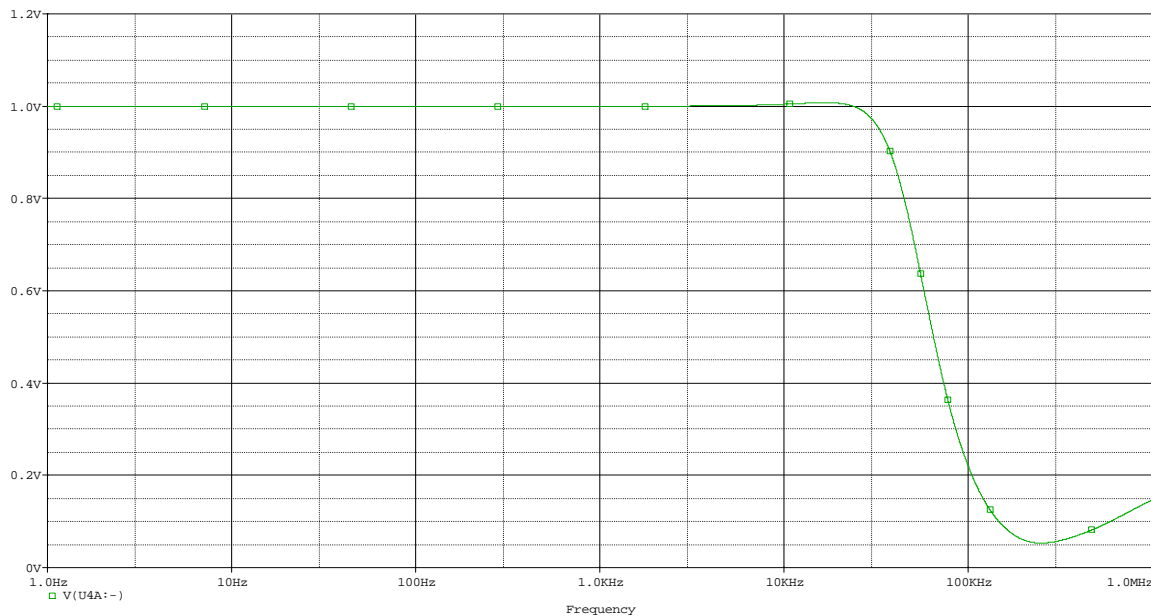
$$R1 = R2 = 1K\Omega$$

$$C1 = 4.7nf, C2 = 2.2nf$$

$$w_0 = 3.1099e5 \text{ rad/s}$$

La respuesta del filtro la encontramos en la figura 41.

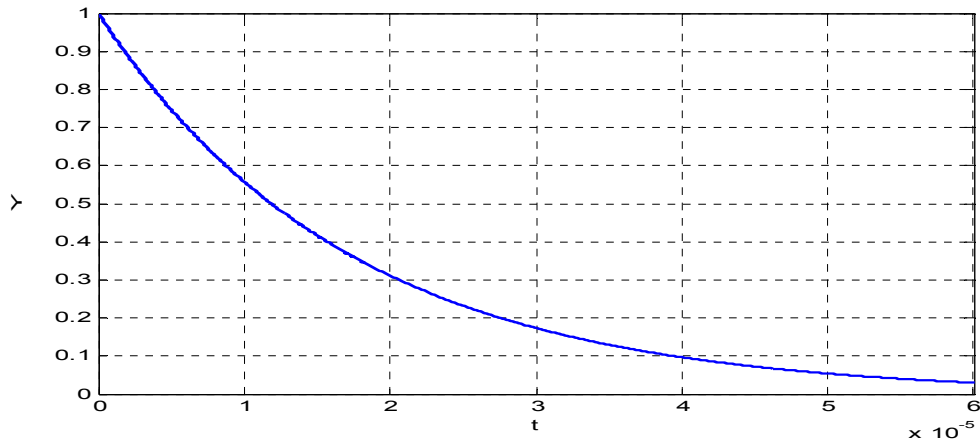
Figura 41. Grafica en frecuencia de la respuesta del Filtro



Para poder determinar el número de muestras necesarias para la reconstrucción de las diferentes formas de onda (exponencial, triangular y de sierra) se tendrá en cuenta la señal que posee mayor ancho de banda en nuestro caso la señal exponencial. La señal cuadrada se descarta debido a que para la reconstrucción de un señal cuadrada se puede realizar con tres datos 0-1-0.

$$z(t) = e^{-at} (u(t) - u(t - T))$$

Figura 42. Grafica señal exponencial



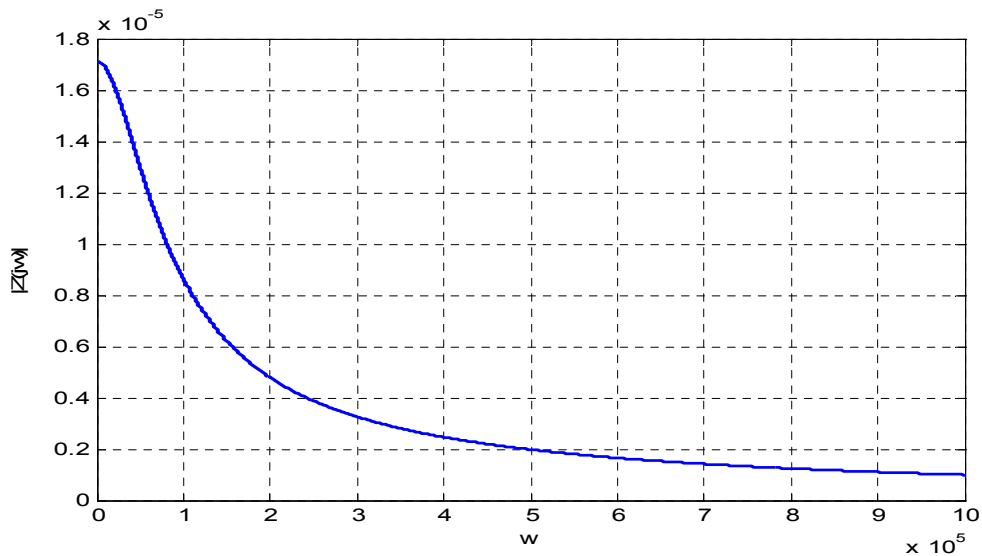
Transformada de Fourier de la señal exponencial

$$T = 60 \mu s$$

$$a = 5.8332e + 004$$

$$|z(jw)| = \frac{1}{\sqrt{a^2 + w^2}}$$

Figura 43. Grafica espectral de la señal exponencial



Al discretizar y cuantificar la señal exponencial se introduce ruido y a su vez se generan replicas espectrales de la señal en múltiplos enteros de la frecuencia de muestreo como se pueden apreciar en la Figura 43 y Figura 44.

Figura 44. Grafica Señal exponencial discretizada

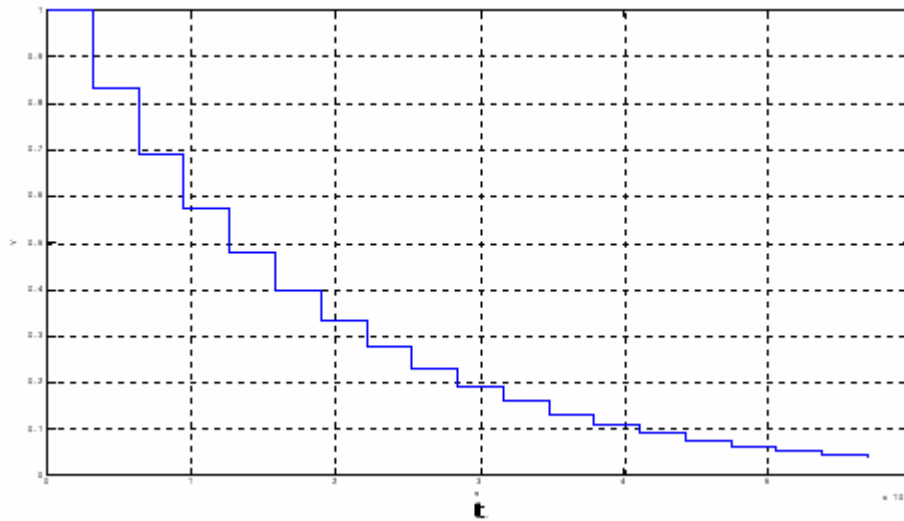
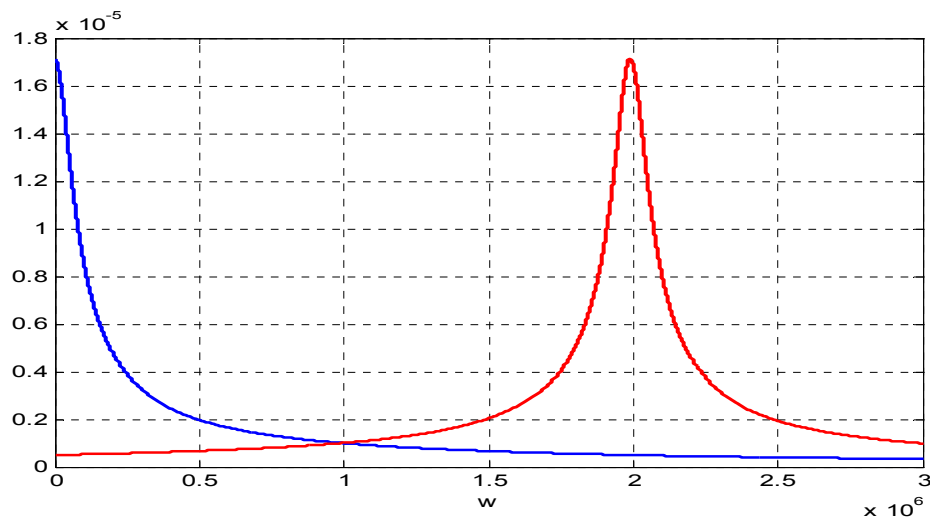


Figura 45. Espectro de la señal exponencial discretizada



Energía de la señal a la salida del filtro

$a = 5.8332e + 004$ para un ancho del pulso de $60\mu s$

$$E_{Señal} = \int_0^{3.1099e+005} \frac{1}{a^2 + w^2} dw = 2.3749e - 005$$

Energía del ruido correspondiente a la replica espectral

$$E_{ruido} = \int_0^{3.1099e+005} \frac{1}{a^2 + (w - 1.9897e + 006)^2} dw = 9.3012e - 008$$

Relación ruido a señal

$$\frac{E_{ruido}}{E_{señal}} * 100 = 0.39\%$$

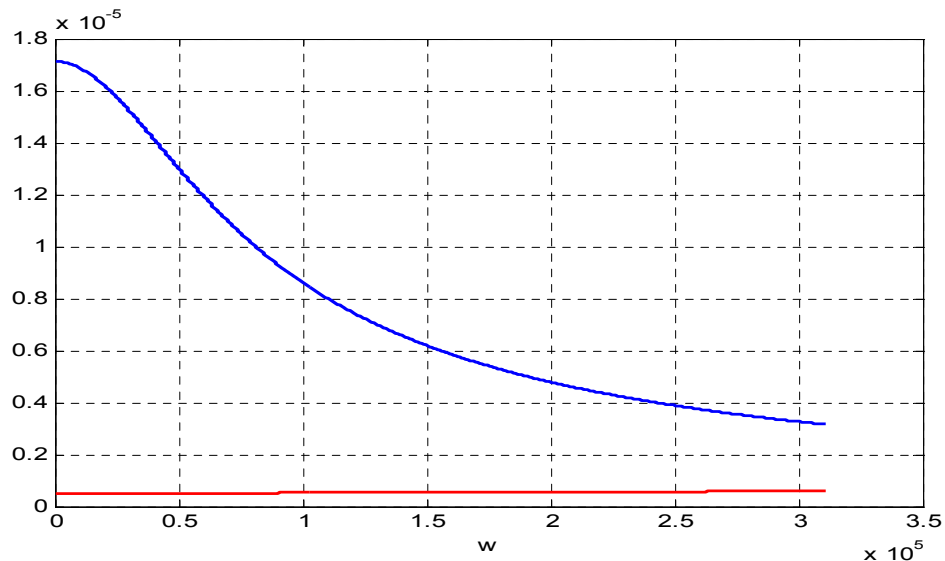
Energía total del espectro de la señal

$$ETOTALSeñal = \int_0^{1e+006} \frac{1}{a^2 + w^2} dw = 2.6595e - 005 J$$

Relación de la energía de la señal filtrada sobre la energía de la señal sin filtrar

$$\frac{Eseñal}{ETOTALSeñal} * 100 = 91.5924\%$$

Figura 46. Densidad espectral de potencia después del filtro



Cuando el ancho de pulso va aumentando la frecuencia de muestreo disminuye, y el ancho de banda de la señal disminuye para mantener las relaciones entre las tres variables energía del ruido , energía de la señal filtrada , energía de la señal la frecuencia de muestreo se mantendrá hasta anchos de pulso de 250µs, después de dicho ancho de pulso se dispuso de 50 muestras para satisfacer los requerimientos.

$$\frac{Eruido}{Eseñal} * 100 = 3.5758\%$$

$$\frac{Eseñal}{ETOTALSeñal} * 100 = 98.0126\%$$

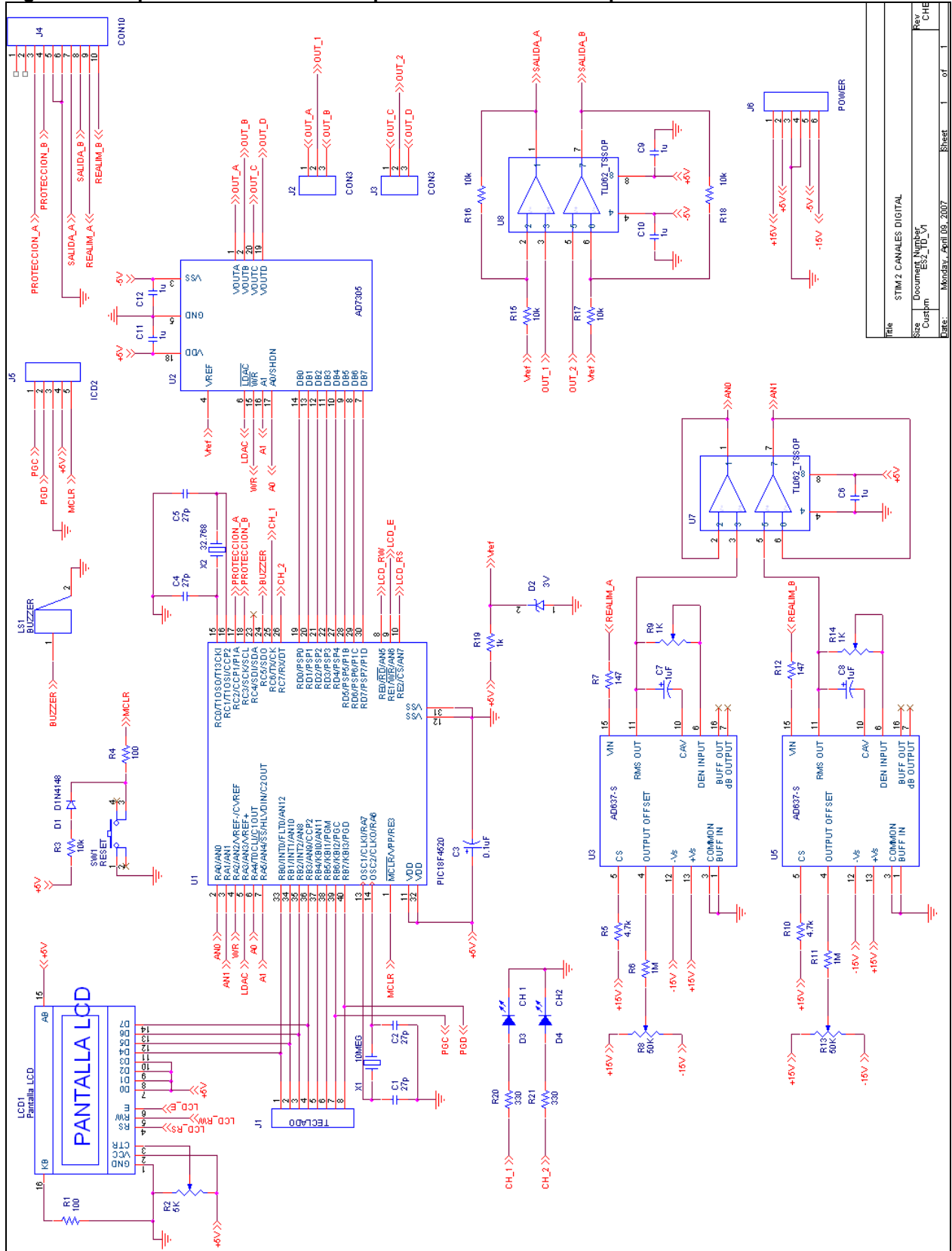
Para el intervalo entre 250-1000µs se usaran 60 muestras

Para el ancho de pulso de 1000µs

$$\frac{Eruido}{Eseñal} * 100 = 2.7829\%$$

$$\frac{Eseñal}{ETOTALSeñal} * 100 = 99.5042\%$$

Figura 47. Esquema unidad central de procesamiento con sus periféricos



File	STIM2 CANALES DIGITAL
Size	Document Number: Es_2_TD_V1
Rev	Custpm
Date:	Monday, April 09, 2007
Sheet	1 of 1

2.3 ETAPA DE TRANSCONDUCTANCIA

2.3.1 Descripción y requerimientos

El propósito con esta etapa es entregar formas de onda de corriente invariables al ser aplicadas al paciente, permitiendo cambiar la amplitud de estas ondas, y así entregar los valores de corriente especificados en cada tratamiento. El valor máximo de las señales es de 120 miliamperios pico con cargas que varían entre 300 Ω y 2 k Ω , valores entre los cuales se encuentra la resistencia de la piel, presentándose como valor típico 500 Ω [2]. Por este motivo se hace innecesario y poco conveniente, realizar este modelo funcional para cargas mayores a 1 k Ω , como se propuso inicialmente.

2.3.2 Solución propuesta

Los equipos utilizados para terapia física que presentan un mejor desempeño son aquellos que entregan diferentes niveles de corriente a través del músculo a tratar; debido a que la corriente no depende de la impedancia de la piel, la forma de onda elegida será invariable en el tiempo. Condición que se requiere para tener un óptimo desempeño.

A la entrada de esta etapa se tienen señales de tensión generadas por el microcontrolador. Partiendo de esto y sabiendo que la señal debe ser variable en amplitud y se debe entregar corriente, se propone dividir la etapa de transconductancia en dos etapas. Una etapa de preamplificación y una etapa de conversión tensión-corriente llamada fuente de corriente.

Preamplificación

Esta etapa es implementada con amplificadores operacionales los cuales se diseñan para tener variación de ganancia de tensión mediante la utilización de un potenciómetro en el lazo de realimentación del operacional. Por medio del potenciómetro se ajusta el valor de tensión a la salida de esta etapa y en consecuencia es el encargado de variar la amplitud de la corriente a la salida del equipo.

Fuente de corriente

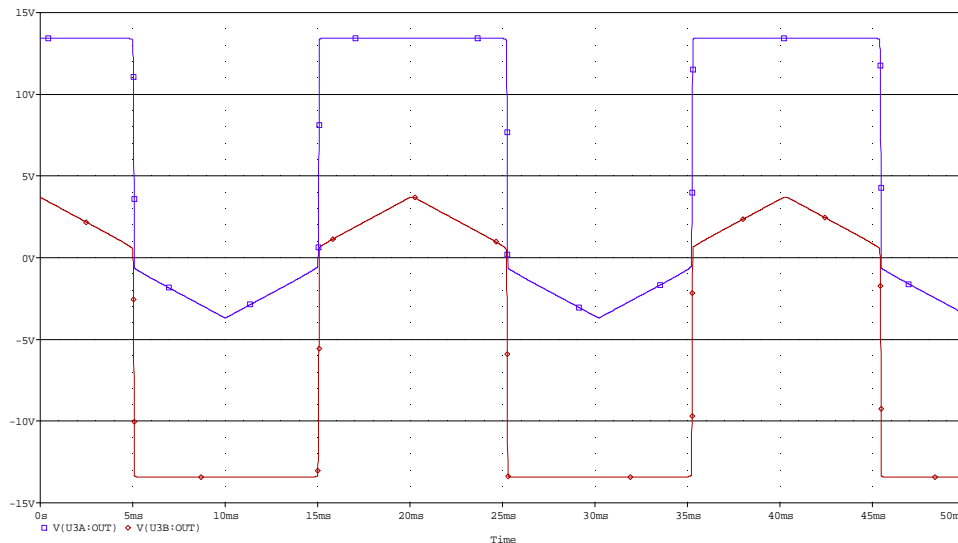
Se basa en una topología de realimentación en corriente, unido a etapas sobrepolarizadas, en donde no existe un sólo lazo de realimentación negativa global. En cambio, existen dos lazos parciales que engloban a dos bloques de ganancia de voltaje, por lo que se obtienen cifras mejores que en los habituales amplificadores de corriente, pero con las distorsiones temporales que produciría una sola etapa de ganancia, y en consecuencia una señal con menos distorsión a la salida.

Por supuesto, todo el amplificador, desde el *buffer* de entrada hasta la etapa de salida es perfectamente simétrico, lo que le confiere cifras de distorsión muy bajas, y todavía mas bajas de la habitual ya que la contribución a la distorsión de la etapa de salida es muy pequeña. Las topologías simétricas producen la cancelación de la distorsión armónica de orden par.

La figura 48 muestra la señal captada en las salidas del op-amp tl062 (pines 1 y 7) de la figura 53. Las dos partes simétricas inevitablemente crean individualmente una onda con distorsión asimétrica (en topologías no simétricas también se crea pero no se corrige), pero estas se cancelan con la creada por la parte opuesta. La figura 49 muestra este resultado, permitiendo observar que este es un mecanismo que no crea ningún otro tipo de distorsión, ni temporal ni térmica, todo se reduce a una suma eléctrica.

Buffer de entrada: Éste *buffer* de entrada es un amplificador de realimentación en corriente de baja distorsión. El empleo del modo cascado en todo el *buffer* (en realidad, en todo el amplificador) permite que la capacidad de entrada sea constante y no se induzca distorsión en la fuente de señal por cargar con capacidades variables.

Figura 48. Onda de salida en TL062 (pines 1 y 9) de la figura



Etapa de ganancia en corriente: En ésta etapa se han tenido en cuenta algunas posibles distorsiones. Distorsión producida por el efecto Early, distorsión producida por la carga y otra producida por la capacidad parásita C_{BC} (capacidad base colector) de los transistores.

El efecto Early produce distorsión en señales grandes, causado porque los grandes voltajes crean un campo eléctrico que aumenta la inyección de portadores en la base, y a su vez en el colector. Por eso los parámetros del transistor dejan de ser ideales.

La siguiente causa de distorsión es la que se produce por la capacidad no lineal C_{BC} de los transistores. Cuando un diodo está en corte en un lado de la unión PN hay un exceso de electrones y en el otro un defecto, lo que produce un desequilibrio en la carga y por tanto en el voltaje. Ese equilibrio eléctrico debe reestablecerse y los electrones pasan de la zona de exceso a la zona de déficit, y entre los dos tipos de silicio (silicio tipo n y silicio tipo p) se crea una capa vacía de portadores.

Teniendo en cuenta este hecho, se puede decir que se tiene: conductor-aislante-conductor, y esta es la estructura de un condensador. Dependiendo de las condiciones externas, debido a que en el fondo los portadores son libres de moverse, se puede variar el ancho de esa capa, y por lo tanto variará la capacidad. Éste fenómeno se conoce como modulación de la capacidad y se usa en circuitos donde se requiere una capacidad variable respecto del voltaje, lo que forma el diodo *varicap* (*variable capacitor*) [3].

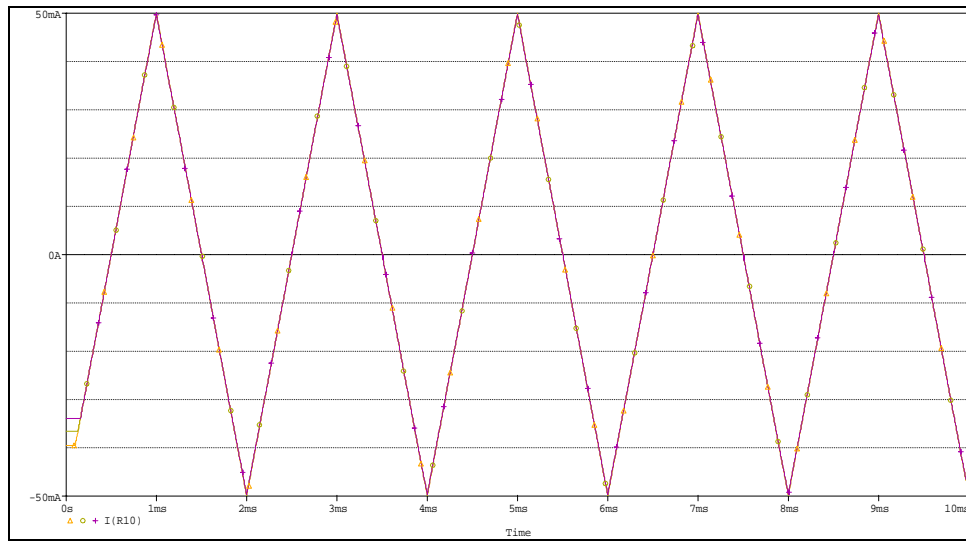
Ésta capacidad está en un punto que sufre constantes variaciones de voltaje, por lo tanto el condensador se está cargando y descargando continuamente, y más grave aún, está variando su capacidad. Esto hace que las demandas de corriente para cargar C_{BC} sean variables, y como toda fuente tiene una cierta resistencia de salida, ésta demanda variable causará distorsión. Sus efectos son muy bajos para resistencias de fuente bajas, por ejemplo una etapa de salida, pero no para un colector y menos para el punto del amplificador donde se convierte corriente en tensión, es un punto donde la señal ve una altísima impedancia (varios Megaohmios) y cualquier capacidad parásita degenerará la conversión intensidad-voltaje. Para mejorar este defecto, se implementan los capacitores C_{cb1} y C_{cb2} que se encuentran en la figura 53.

El espejo de Wilson produce una mayor igualdad entre las corrientes, ya que corrige los errores producidos por la corriente de base. También su impedancia de salida es mayor, debido a que esta se multiplica por la beta del transistor que opera como cascode. Así, al degenerar posteriormente la carga con resistencias constantes se evitan mejor los efectos de las resistencias parásitas no lineales de salida.

En la figura 49 se muestra la forma de onda de corriente para tres valores de impedancia a la salida del sistema o como carga para el sistema, teniendo como valores de R_L , los siguientes: 300, 550 y 800 ohmios.

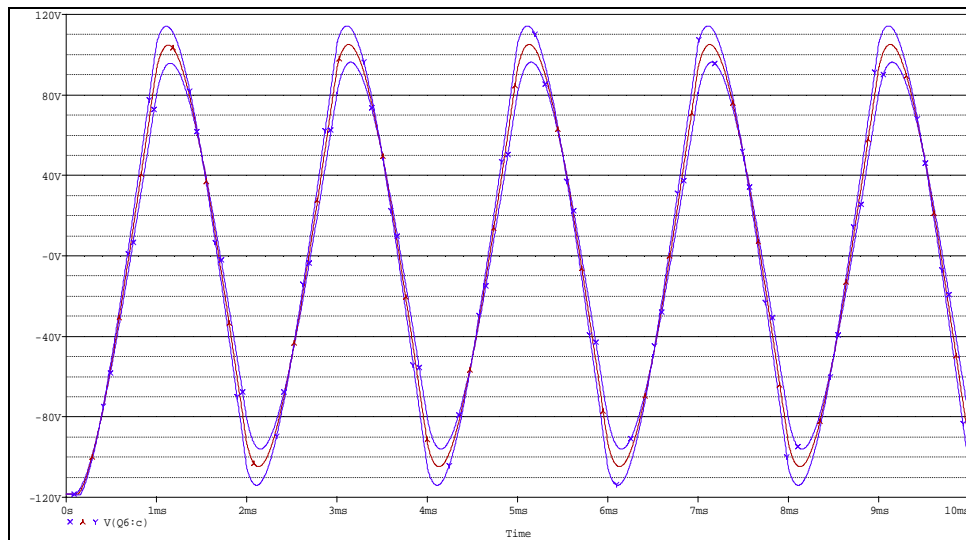
Como se observa, la forma de la onda no varía ni en forma ni en amplitud, lo cual concuerda con lo que se quiere para nuestro equipo y por lo cual se predice que no importa la impedancia del paciente, siempre se tendrá el valor de corriente que se requiere para el paciente, cualquiera que sea este (no importa la impedancia de su piel).

Figura 49. Onda de corriente con diferentes valores de carga.



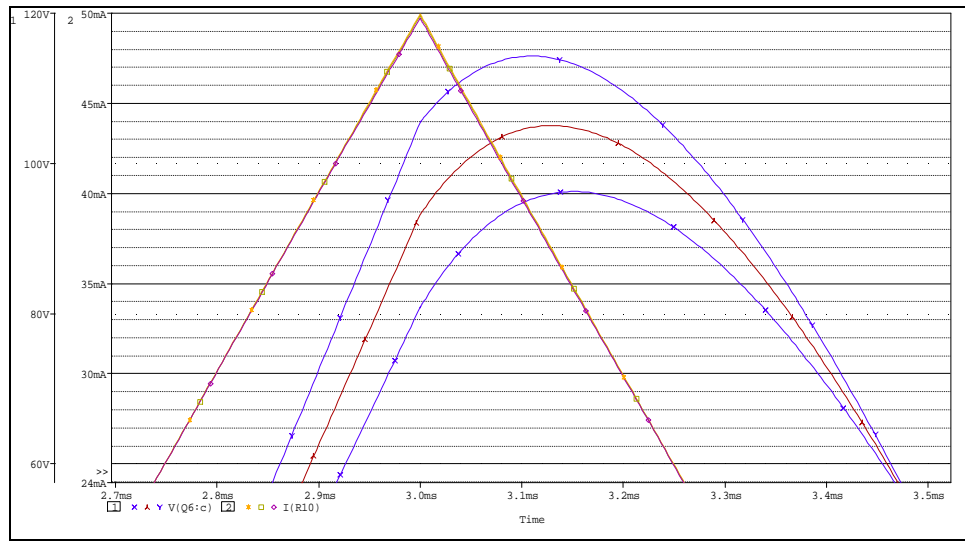
En la figura 50 se observa que la forma de la onda de tensión y su amplitud varían, pues no muestra la forma triangular perfecta de la onda que se entrega, debido a que la impedancia de la piel no es constante en todas las partes del cuerpo ni lo es entre pacientes.

Figura 50. Onda de tensión con diferentes valores de carga.



En la figura 51, se observan las dos formas de onda, de corriente y de tensión, mostrando la relación que existe entre las dos, dejando ver nuevamente que sin importar el valor de la carga para el sistema, este no variara la forma de onda de corriente a la salida, a diferencia de la onda de tensión.

Figura 51. Ondas de corriente y tensión con diferentes valores de carga.



2.3.3 Implementación de la etapa de transconductancia

Preamplificación

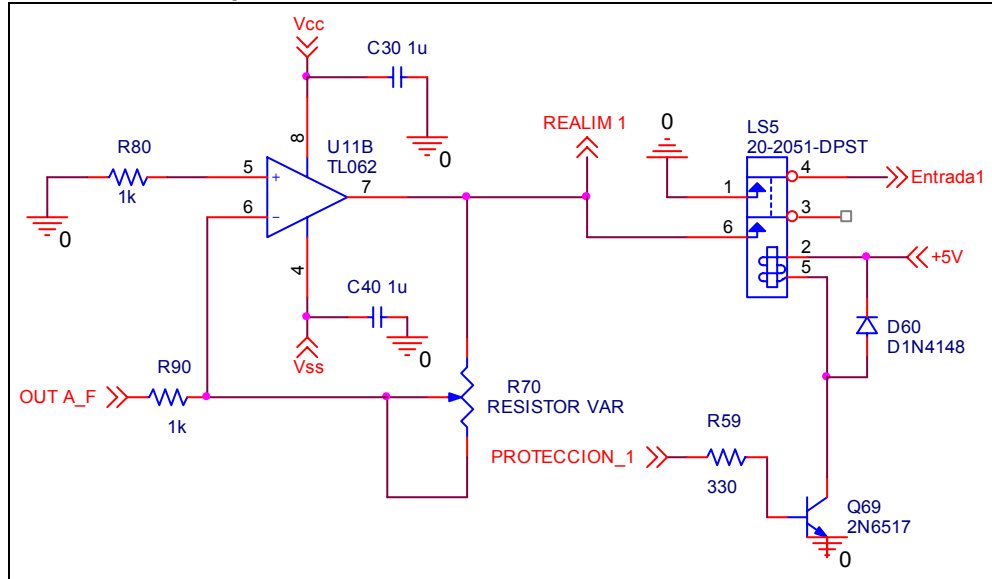
El circuito utilizado para amplificar las señales generadas en la tarjeta digital (por el microcontrolador) se muestra en la figura 52. Este circuito es implementado para cada uno de los dos canales que posee el equipo. La relación de los elementos utilizados en los dos canales de la etapa de amplificación fuente de de corriente se da en la Tabla 3.

Tabla 3. Elementos usados en preamplificación y amplificación de corriente.

Referencia	Descripción / Valor	Características principales	Cantidad
TL062	Amplificación y acondicionador de señal	$I_{CC} = 200 \text{ mA}$ $A_{vd} = 3 \text{ V/mV}$ $T_{amb} = 25^\circ\text{C}$	4
2N6517	Transistor NPN	$V_{CE0} = -350$ $I_C = 500 \text{ mA}$	10
2N6520	Transistor PNP	$V_{CE0} = 350$ $I_C = 500 \text{ mA}$	8
1N4148	Diodo	$V_R = 75 \text{ V}$ $I_F = 200 \text{ mA}$ $t_{tr} = 4 \text{ ns}$	2
Otros elementos	Resistor variable $10\text{k}\Omega$		2
	Resistencia 330Ω		2
	Resistencia $1\text{k}\Omega$		6
	Resistencia $2.2\text{k}\Omega$		2
	Resistencia 10Ω	Presición	8

	Resistencia 100Ω	Presición	4
	Condensador 1.8nF	Cerámico	4
	Condensador 1.0uF	Tantolio	10
	Relé	25 V _{DC} 10 A	2

Figura 52. Circuito de amplificación de onda.



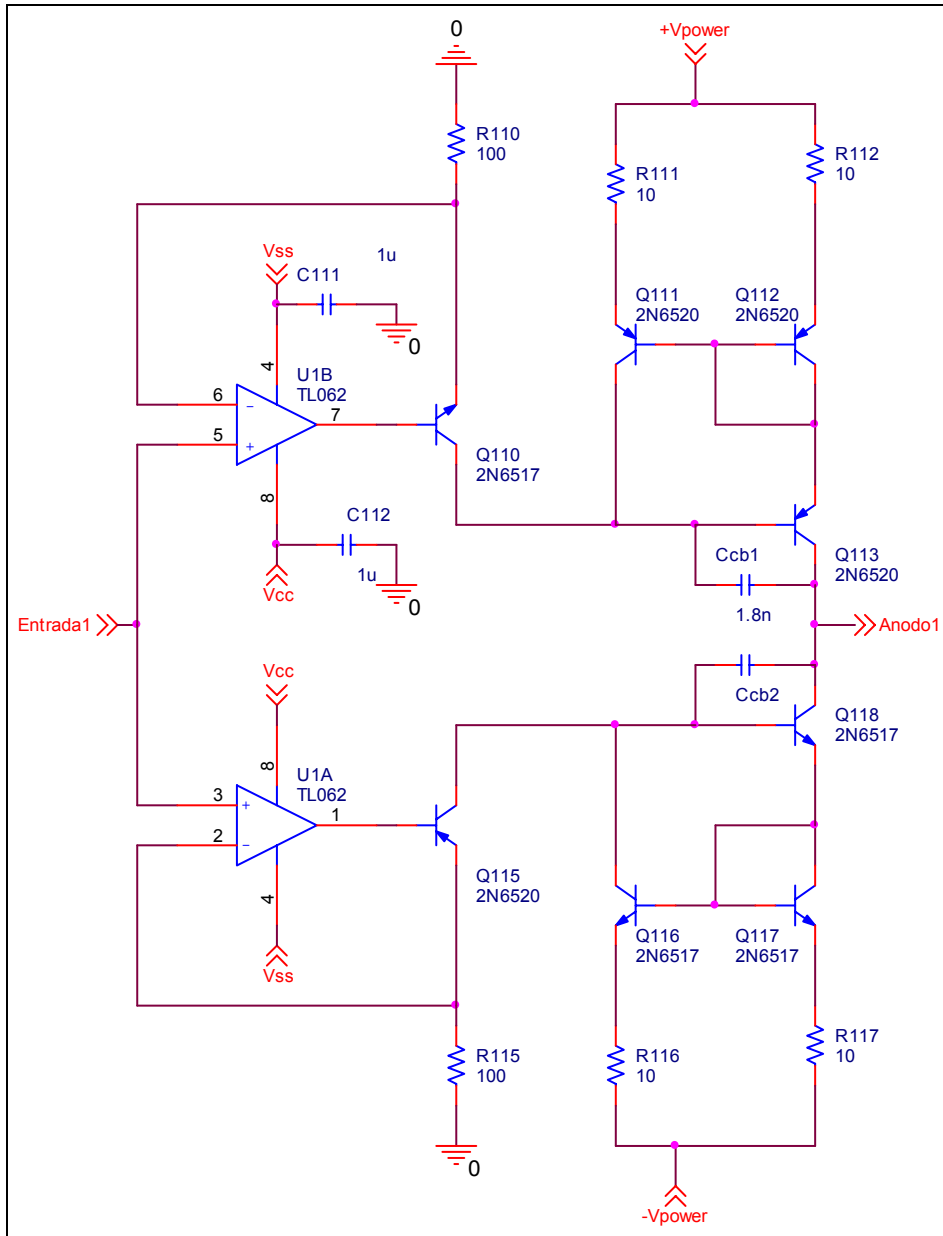
Fuente de corriente

El esquema utilizado en esta sección es mostrado en la figura 53. Este circuito se repite para cada una de los dos canales del equipo.

La arquitectura utilizada para implementar esta etapa es conocida como arquitectura Holland, y su visión mejorada es comúnmente utilizada en estimuladores eléctricos por su manejo de ondas bifásicas y su conversión lineal de voltaje en corriente, sin embargo esta arquitectura necesita resistores de precisión, evitando estos resistores oscilaciones de corriente en la configuración del espejo de corriente [8]. Sin embargo los transistores se ven afectados por la inherente variación de sus parámetros que hacen el espejo inestable si no se tiene cuidado con la escogencia de estos transistores.

La topología del circuito es verticalmente simétrica. Cuando la corriente de alimentación es positiva, esta es entregada por la parte superior del circuito y cuando es negativa, esta corriente es entregada por la parte inferior del circuito. Cuando la entrada de la onda de estimulación es positiva, U1B y Q110 generan la corriente (i_1) para Q111. El espejo de corriente Wilson (Q11, Q112 y Q113) generan un valor idéntico de corriente para la caga (corriente que se entrega a través de ANODO1).

Figura 53. Fuente de corriente



La corriente de salida i_1 puede ser simplemente ajustada por R_{110} y es linealmente proporcional a la tensión de entrada (tensión a través del nodo ENTRADA1), la cual designaremos como V_s

$$i_1 = \frac{V_s}{R_{110}}$$

La parte inferior del circuito realiza la misma operación. La corriente de salida i_2 es dada por la siguiente ecuación

$$i_2 = \frac{V_s}{R_{115}}$$

El espejo de corriente cambia (entre superior e inferior) con la dirección de la corriente a la salida o corriente que se entrega a la carga. Como la corriente a la salida podría cambiar, se escogió el espejo Wilson por su mayor estabilidad de corriente. La estabilidad para cargas que varían es conseguida para impedancias de salida del espejo Wilson grandes. Cuando todos los transistores tienen la misma ganancia de corriente β , la relación entre la corriente de entrada y la corriente de salida es la siguiente:

$$i_{out} = i_{in} \frac{1}{1 + \frac{2}{\beta^2 + 2\beta}}$$

Además, los espejos de corriente son generalmente sensibles por no presentar igualdad entre sus tensiones entre base y emisor (V_{BE}). Corrientes de salida del espejo imprevisibles se generan cuando no se tiene en cuenta esta característica o cuando hay cambios en la temperatura de los transistores. El espejo implementado se modificó, mediante la adición de dos pares de resistencias de 10Ω (R111, R112, R116 y R117). Esto además de estabilizar la corriente a la salida del espejo de corriente lo hace más seguro.

En esta arquitectura, la caída de voltaje a través de los transistores que conforman el espejo de corriente es de la mitad del voltaje de alimentación dual, cuando los transistores tienen características idénticas, esto puede reducir el voltaje de operación y aumentar el voltaje de alimentación si es necesario. En el propósito de mantener la fuente de corriente constante, el voltaje que deben manejar los transistores fue determinado por

$$V_c = V_{power} - i_{max} * R_t - V_{CEsat} * 2$$

Aquí, R_t es la resistencia utilizada para estabilizar el espejo de corriente Wilson (R111, R112, R116 y R117), y V_{CEsat} es el voltaje entre colector y emisor de saturación de los transistores (Q112, Q113, Q117 y Q118). Además, todos los componentes deben tener tolerancia para voltajes variables. Para implantar esta etapa, se escogió el circuito integrado TL062 y 2N6520 (PNP) y 2N6517 (NPN), transistores de alto voltaje. El voltaje de ruptura de estos transistores es de ± 350 voltios, los cuales son adecuados para este tipo de aplicaciones. Con voltaje de alimentación de ± 120 voltios y 120 mA de corriente máxima a la salida del espejo, se tiene un voltaje máximo de ± 96 voltios, para una impedancia común de 800Ω .

2.4 ALIMENTACIÓN

2.4.1 Descripción y requerimientos

El bloque de alimentación es el encargado de suministrar la energía necesaria en todo el sistema, es decir, el generador de onda, el circuito de potencia y todos los elementos que se encuentran en el equipo como tal. Por tanto, es necesario generar tensiones de más quince y menos quince voltios, más cinco y menos cinco voltios para la tarjeta digital, y tensiones de más y menos ciento diez voltios para la parte de potencia del circuito descrita como etapa de transconductancia.

2.4.2 Solución propuesta

Debido a que el equipo va a ser utilizado en personas y teniendo en cuenta los criterios de seguridad de este tipo de equipos se utiliza un sistema de conversión DC-DC para generar las tensiones de más o menos quince voltios (alimentar circuitos integrados, op-ams) y más menos ciento diez voltios (alimentar fuente de corriente-etapa de transconductancia) partiendo de una alimentación de doce voltios, entregada por una fuente con especificaciones de “fuente para equipo médico”. Las especificaciones de la fuente para equipo médico conllevan la seguridad y aislamiento necesarios y requeridos en seguridad para equipos utilizados en humanos. Esta fuente se adquiere previamente en el mercado.

Convertor DC-DC

Para la generación de salidas duales de más o menos quince voltios y más o menos ciento diez voltios se utiliza el convertidor DC-DC conmutado, con configuración *flyback*, uno para cada valor, el cual está conformado básicamente por:

- Un circuito integrado manejador encargado de asegurar que el valor de la salida en tensión sea constante mediante PWM (*pulse width modulation*, modulación por ancho de pulso) desactivando el circuito en caso de sobrepasar el valor predeterminado.
- Un transistor de potencia encargado de suministrar la tensión conmutada, con una etapa previa de preamplificación.
- Un transformador con un bobinado en el primario y dos bobinados en el secundario.
- Una etapa de rectificación y filtrado por cada bobinado secundario, y una carga resistiva encargada de recibir el suministro de energía del dispositivo, sirviendo esta última también, para sensar la tensión a la salida y realimentar este valor al circuito de control.

2.4.4 Alimentación tarjeta digital

Para esta tarjeta son necesarios valores de tensión de mas o menos cinco voltios, valores suministrados a partir de las salidas de mas o menos quince voltios, utilizando el integrado LM317 (alimentado a partir de la fuente de mas quince voltios), para entregar mas cinco voltios, el cual es escogido porque en el tipo de encapsulado TO220, entrega mayor potencia en comparación con un LM7805, factor relevante, debido a que se quiere optimizar un espacio ya definido por la empresa con la cual se realizo el proyecto, pues las carcasas para el equipo ya se habían fabricado. Para generar menos cinco voltios, se utiliza el circuito integrado LM7905 (alimentado a partir de la fuente de menos quince voltios), debido a que la exigencia de potencia para este valor de tensión es soportable por este integrado.

Implementación

Esquema del conversor DC-DC

El esquema utilizado para generar las salidas duales de quince voltios y de ciento diez voltios se ilustra en la figura 54. Este circuito se utiliza para ambos casos, teniendo como diferencia la relación de transformación del *flyback*, el valor en tensión de los capacitores de salida, el valor de las resistencias R22 y R34. La alimentación proviene de una fuente DC fija, con entrada en AC de 110V/60Hz y salida 12Vdc, con una corriente nominal de 6A, diseñada para uso hospitalario. Todos los elementos usados para implementar esta etapa se especifican en la tabla 4.

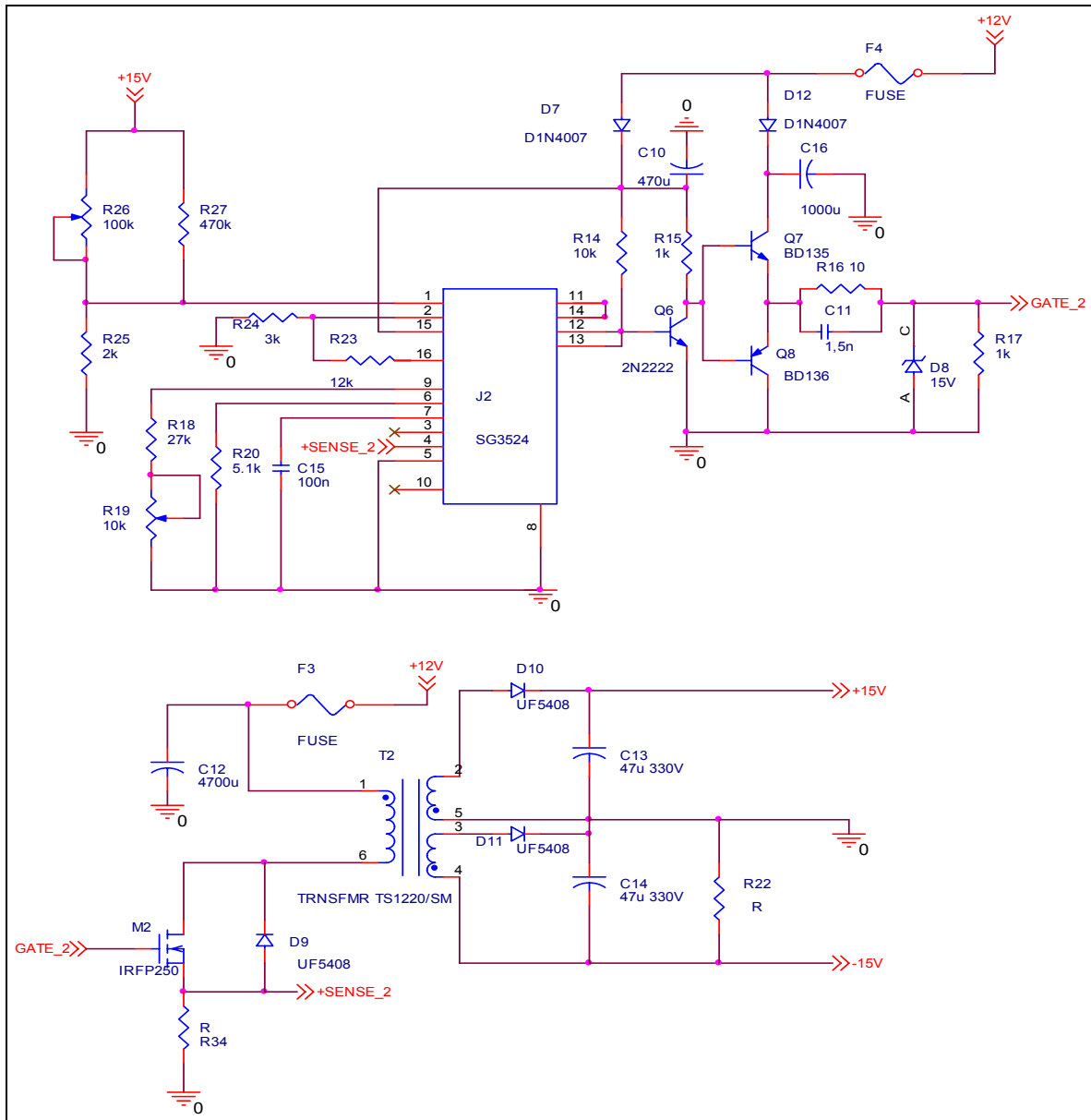
Tabla 4. Elementos usados en el conversor DC-DC y la alimentación de la tarjeta digital

Referencia	Descripción / Valor	Características principales	Cantidad
SG3524N	Regulador DC-DC por PWM	Dos referencias para realimentación Dos salidas acoplables Pin de compensación Protección opcional por sobrecorriente	2
2N3904	Transistor NPN	$t_{on} = 65 \text{ ns}$ $t_{off} = 240 \text{ ns}$	2
BD135	Transistor NPN	$I_{CP} = 3A$ $V_{CB} = V_{CE} = 45V$	4
BD136	Transistor PNP	$I_{CP} = 3A$ $V_{CB} = V_{CE} = -45V$	2
IRFP250N	MOSFET de potencia 30A	$W_{loss} = 214W$ $V_{gd} = 20V \text{ (máx.)}$	2
1N4744	Diodo Zener 15V	$V_Z = 15V$	4
UF5408	Diodo Schottky 3A, 1000V	$V_F = 1.7V \text{ (máx.)}$	6
1N4148	Diodo de conmutación rápida	$t_{rr} = 4ns$	2
1N4004	Diodo rectificador 1A	$V_{RRM} = 400V$	4
	Transformador de una entrada y dos salidas	$L_{prim} = 120\mu H$ Relación 1:1:1	1
	Transformador de una entrada y dos	$L_{prim} = 120\mu H$	1

	salidas	Relación 1:1:1	
	Fusibles	$I_{MAX} = 4A$ $I_{MAX} = 1.5A$	4
LM7905	Regulador lineal	$I_{MAX} = 1.5A$ Regulación de carga: 1% (máx.)	1
LM317	Regulador lineal	$I_{MAX} = 3.7A$ Regulación de carga: 1.5% (máx.)	1

Nota: no incluye resistencias ni condensadores.

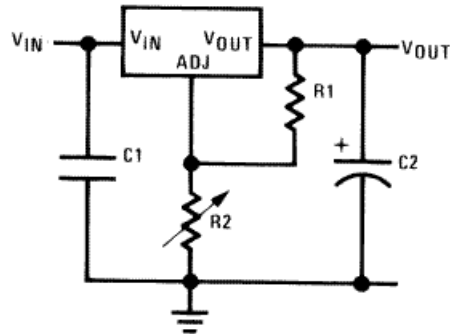
Figura 54. Diagrama del convertidor DC-DC



La alimentación con salida fija de cinco voltios se implementa a partir del circuito mostrado en la figura 55 y para la alimentación de menos cinco voltios se muestra

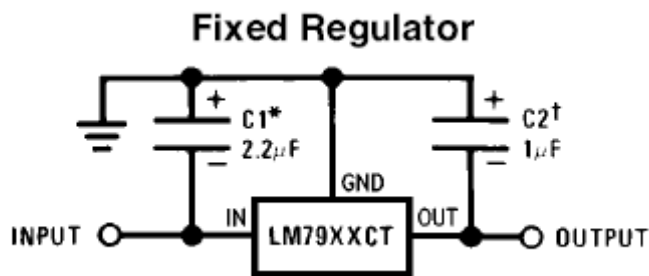
en la figura 56, ambos alimentados a partir de las salidas de más quince y menos quince voltios respectivamente.

Figura 55. Implementación del regulador LM317, para la salida positiva.



FUENTE: Adaptado de *National Semiconductor. LM117HV/317HV* (hoja de datos).

Figura 56. Implementación del regulador LM7905, para la salida negativa.



FUENTE: Adaptado de *National Semiconductor. LM79XX Series 3* (hoja de datos).

2.5 PROTECCIONES

Debido a que el sistema es implementado para trabajar específicamente con corriente, se realizan protecciones solo con este objetivo.

Elementos de protección por exceso de corriente

Se implementó como protección por exceso de corriente del sistema total (alimentación del circuito total) dos fusibles de 1.5A cada uno en el circuito de generación de alimentación DC de ciento diez voltios y dos más de 5A para el circuito de generación de alimentación DC de quince voltios. Igualmente, el controlador del circuito mencionado posee un par de terminales que deshabilitan la salida de tensión cuando se generan corrientes por encima de un valor estipulado, mediante la siguiente relación:

$$R_{prot} = \frac{200mV}{I_{max}}$$

La necesidad de utilizar los fusibles, que soporten corrientes “tan grandes”, es porque estos se encuentran en el primario del transformador (F3, figura 2.28), razón por la cual la corriente que debe circular por ellos es mayor a la que se quiere limitar, es decir, estas corrientes están multiplicadas por el factor de transformador, tal como se muestra a continuación:

$$I_{FS} = TR * I_{out} ,$$

Donde, I_{FS} = Corriente a través del fusible,

TR = Relación de transformador

I_{out} = corriente a la salida del conversor DC-DC.

De esta formula se tiene que para la fuente de 110 voltios que debe entregar máximo una corriente de 120 mA, la corriente a través del fusible debe ser de 1.2 amperes, puesto que la relación de transformador es de 10. Conociendo estos valores, se tiene que el factor de seguridad es de 0.3 amperes en el primario del transformador, es decir, que para la etapa que se quiere asegurar, la cual pertenece al secundario del transformador, se tiene un factor de seguridad de 30 mA.

Tanto la resistencia de protección R_{prot} (etiquetada como R34) como los fusibles, se observan en la figura 54 (conversor DC-DC).

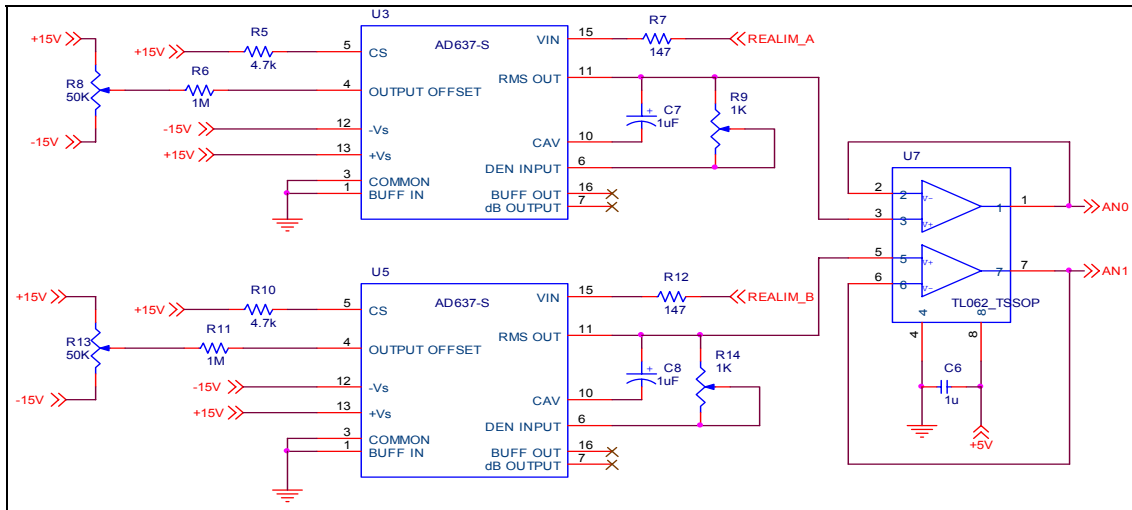
El sistema implementado para asegurar que al iniciar a operar el equipo no se encuentre con un nivel de corriente diferente de cero (produciendo esto un riesgo para el paciente) es mediante la lectura de la señal existente en el nodo de realimentación ubicado a la entrada de los relés y denominado como realim1 (figura 52). Esta lectura a su vez permite detectar si los niveles de corriente son mayores a los permitidos, si esto ocurre, se procede a desactivar inmediatamente la etapa de transconductancia, dejando de entregar corriente al paciente. La señal que se sensa es de tensión, pero esta tiene una relación lineal (transconductancia) con el valor de corriente entregada al paciente. Esta protección es realizada mediante la implementación de una rutina en el microcontrolador. El microcontrolador hace lectura del valor rms de la señal sensada mediante el modulo de conversión A/D (figura 57) que posee en su estructura y procesa dicho valor, para enviarlo y visualizarlo en la pantalla LCD.

Elementos de aislamiento

Como elemento principal de aislamiento entre la red y el sistema, se cuenta con la fuente adquirida de tipo hospitalario. Esta fuente esta especialmente diseñada para realizar un aislamiento eléctrico entre la red y el circuito que se quiera alimentar con ella, utilizando fuentes conmutadas totalmente aisladas. Esta fuente posee filtro de línea para evitar introducir ruido tanto de la red hacia el equipo, como del equipo hacia la red.

Para aislar nuestro circuito con el paciente se utilizan fuentes conmutadas que además de facilitar el control de la señal a la salida de la fuente, permiten trabajar a una frecuencia diferente a la de la red eléctrica, la cual podría ocasionar problemas de aislamiento entre primario y secundario.

Figura 57. Conversión AD para sensado de corriente.



Disipadores de calor

Para mantener la temperatura de operación de algunos dispositivos dentro de los rangos especificados por los fabricantes, se usaron disipadores de calor en aquellos elementos que por la corriente que circula a través de ellos, son propensos a calentarse excesivamente como los MOSFET de potencia del circuito de alimentación DC y los reguladores lineales.

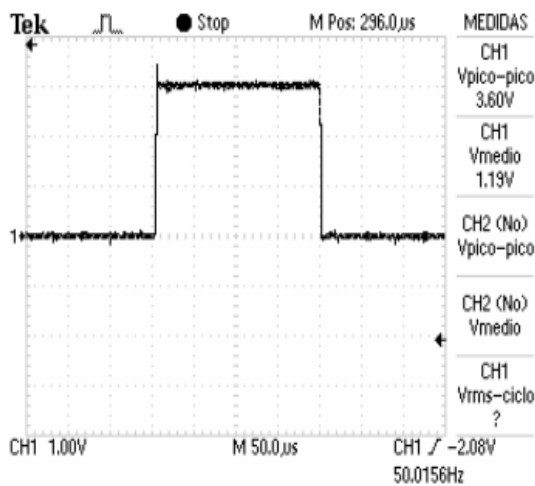
3 PRUEBAS Y RESULTADOS

3.1 ELECTROESTIMULACIÓN

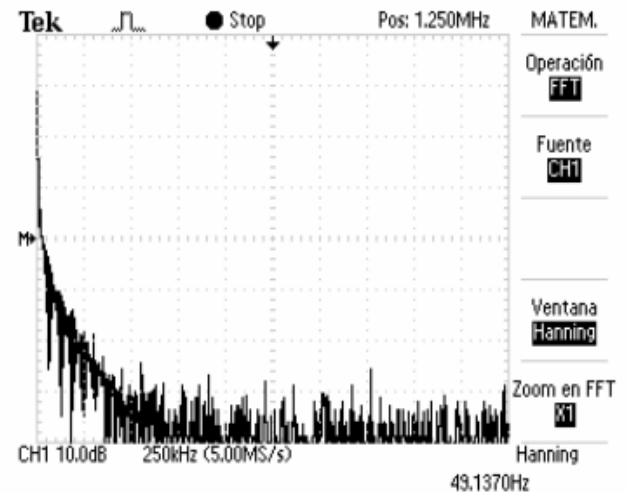
La ganancia de filtro en la banda de paso oscila entre 0.94-0.97, y la frecuencia de corte se localizo aproximadamente en 50kHz como se puede apreciar en la figura 58. Al revisar el espectro de las diferentes tipos de señales que para frecuencias mayores de los 100kHz la ganancia encuentra por debajo de los -10dB.

Figura 58. Gráficas de las señales a la entrada y salida del filtro

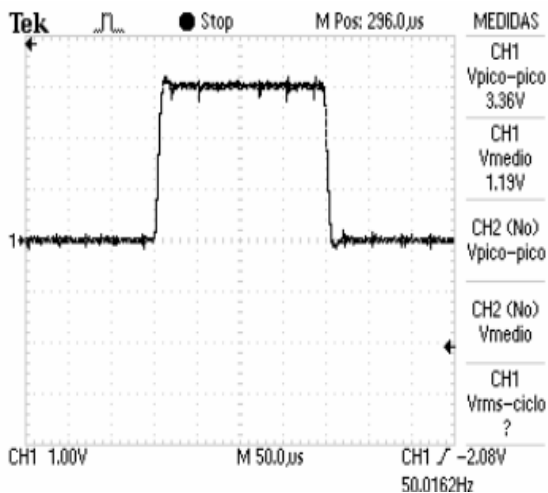
Gráfica señal cuadrada sin filtro



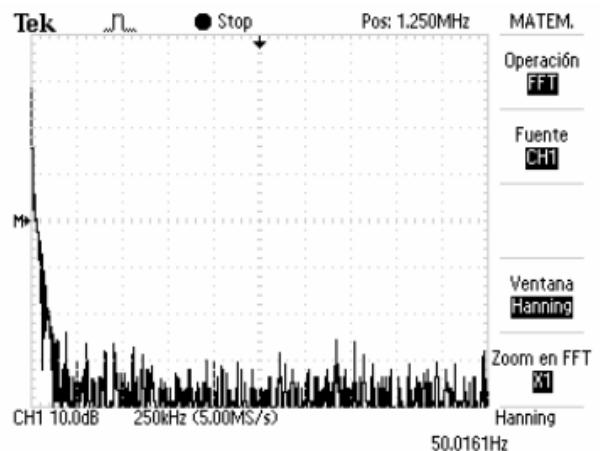
Gráfica espectro señal cuadrada



Gráfica señal cuadrada con filtro

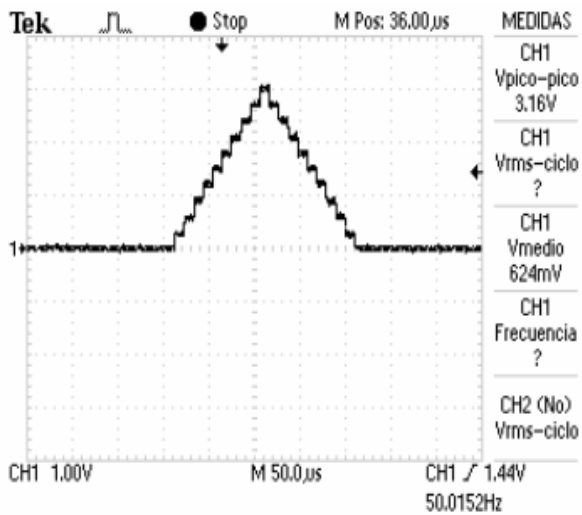


Gráfica espectro señal triangular

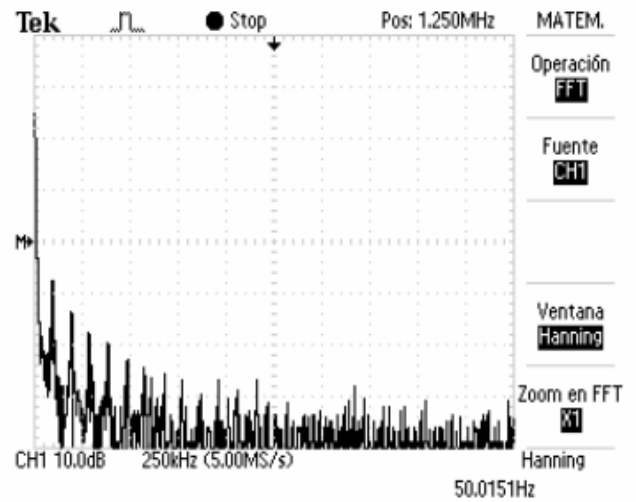


Al analizar el espectro de la señal triangular en la entrada del filtro se puede ver bien definidas las replicas espectrales en caso de una señal con ancho de pulso de $200 \mu s$ se encuentran en múltiplos enteros de $95 kHz$.

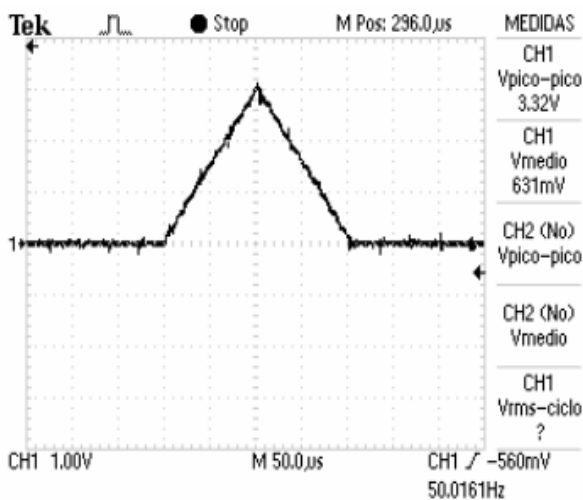
Gráfica señal triangular sin filtro



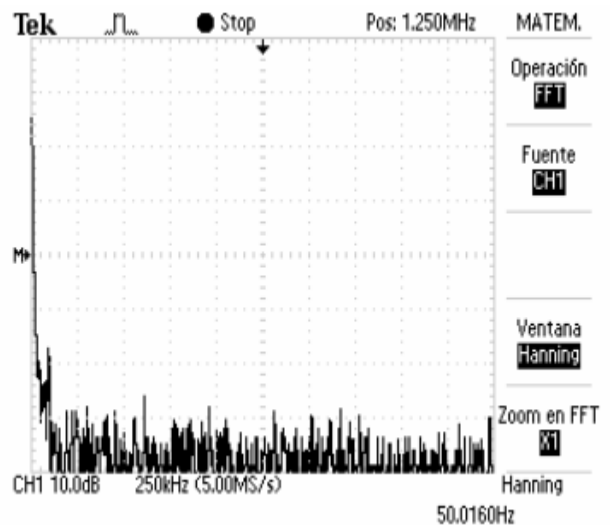
Gráfica Espectro señal triangular



Gráfica señal triangular con filtro

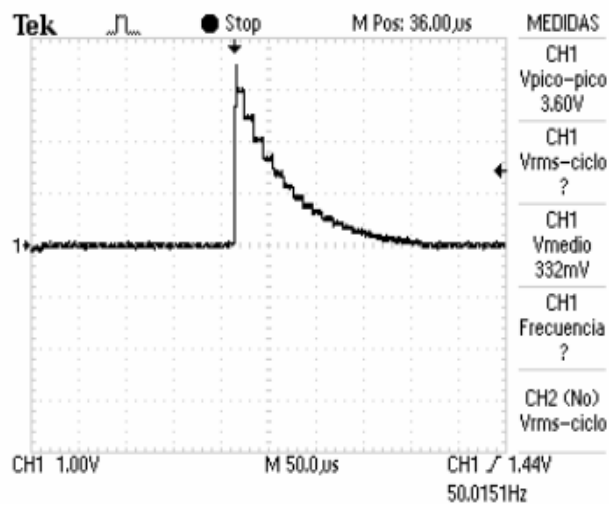


Gráfica Espectro señal triangular

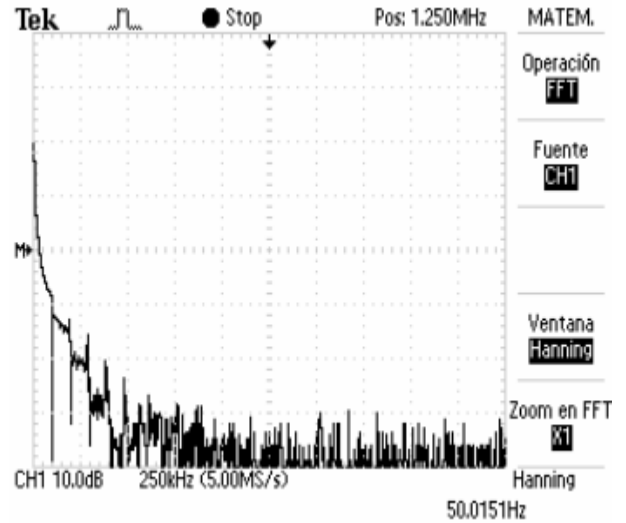


Al analizar el espectro de la señal exponencial se puede apreciar que su análisis espectral sirve para corroborar el diseño del filtro y la cantidad de muestras que se deben usar para la reconstrucción de la señal, como se puede apreciar a la salida del filtro, los criterios que se utilizaron para la reconstrucción de las señales se cumplen a cabalidad.

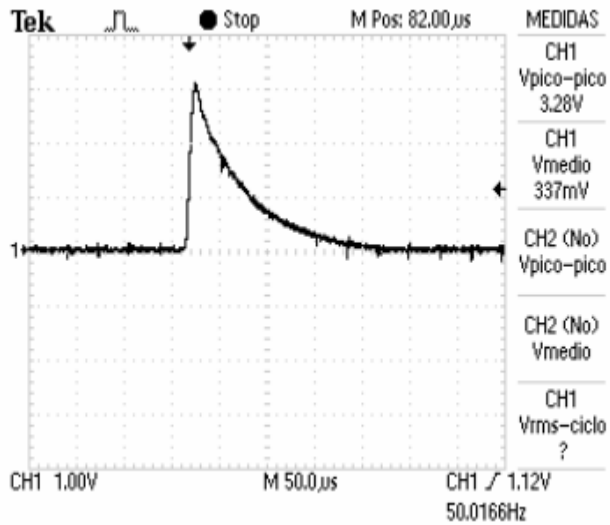
Gráfica señal exponencial sin filtro



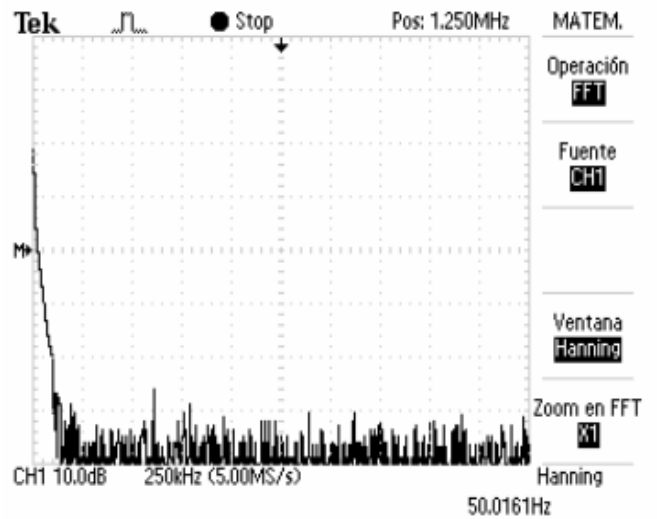
Gráfica espectro señal exponencial



Gráfica señal exponencial con filtro

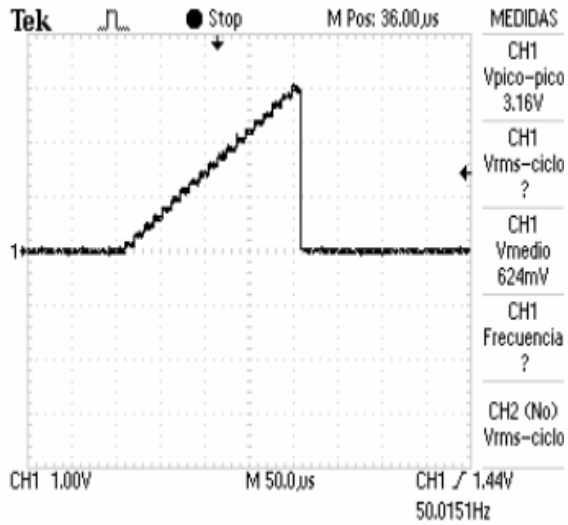


Gráfica espectro señal exponencial

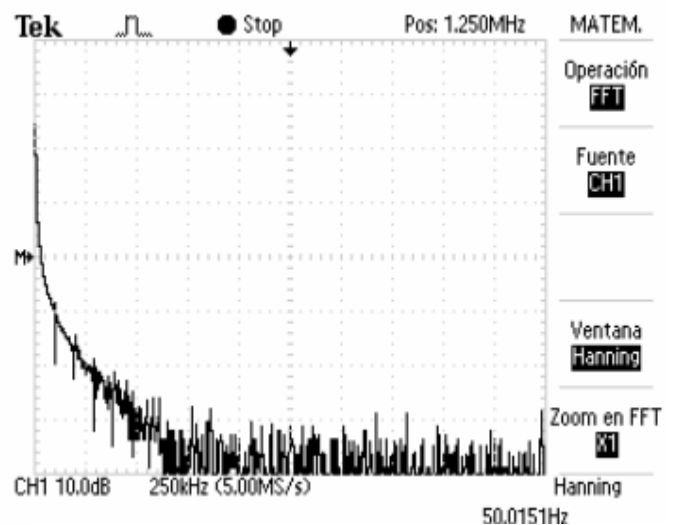


Para la señal diente de sierra después del filtro se puede apreciar un suavizado de sus componentes de alta frecuencia.

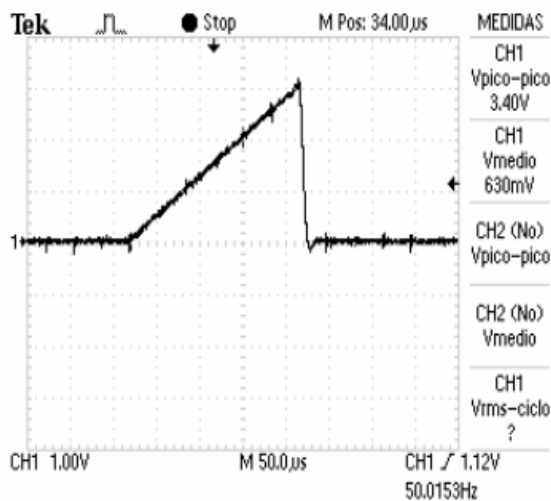
Gráfica señal sierra sin filtro



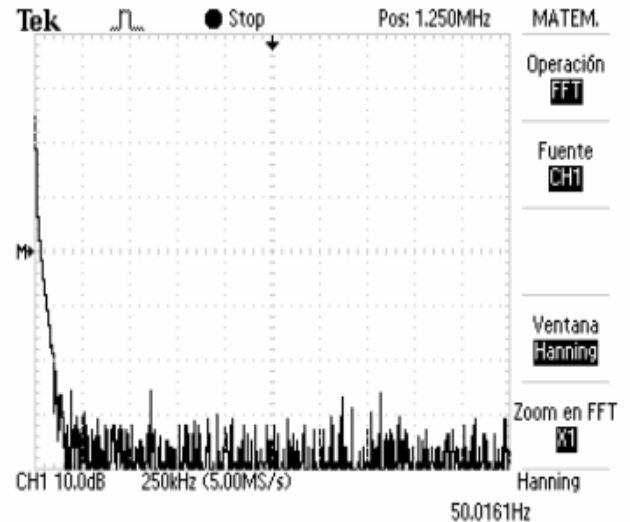
Gráfica espectro de la señal sierra



Gráfica señal sierra con filtro



Gráfica espectro de la señal sierra

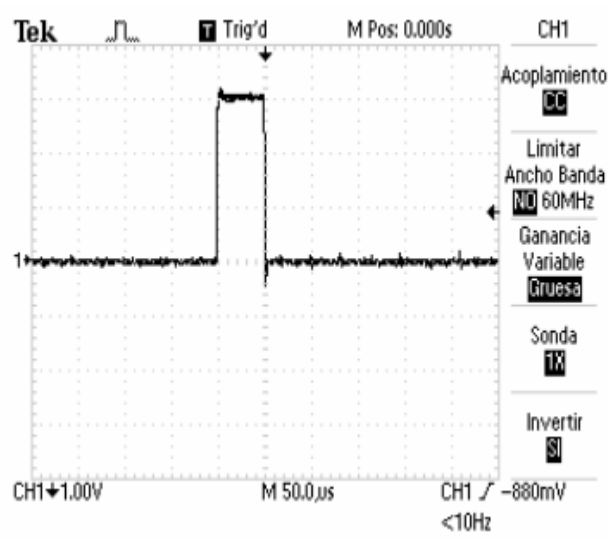


3.2 ELECTRODIAGNÓSTICO

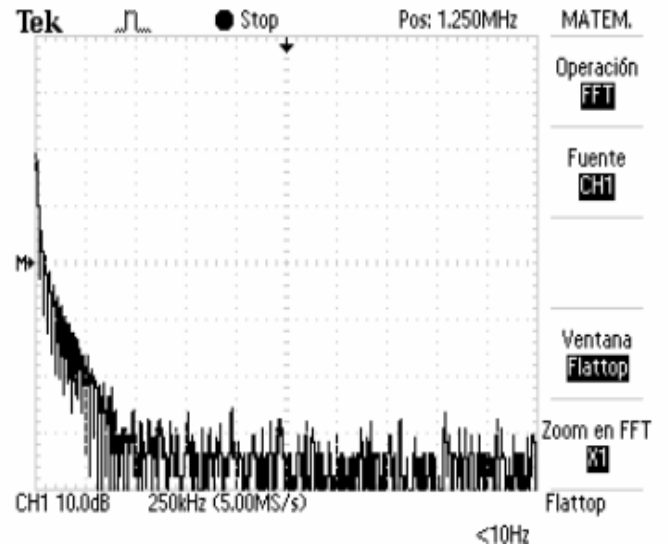
La señal que mas se ve afectada por el filtro es la que tiene el mínimo ancho de pulso es decir cuando el ancho del pulso es de $50 \mu s$ la señal posee un mayor ancho de banda.

Figura 59. Forma de onda cuadrada con ancho pulso de 50 μ s

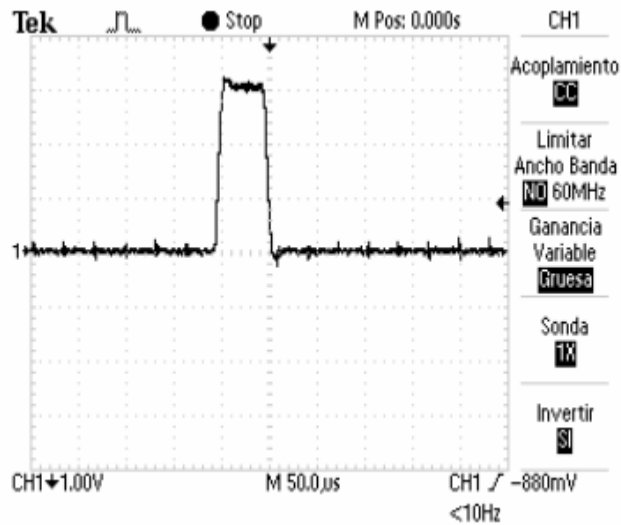
Gráfica señal cuadrada sin filtro



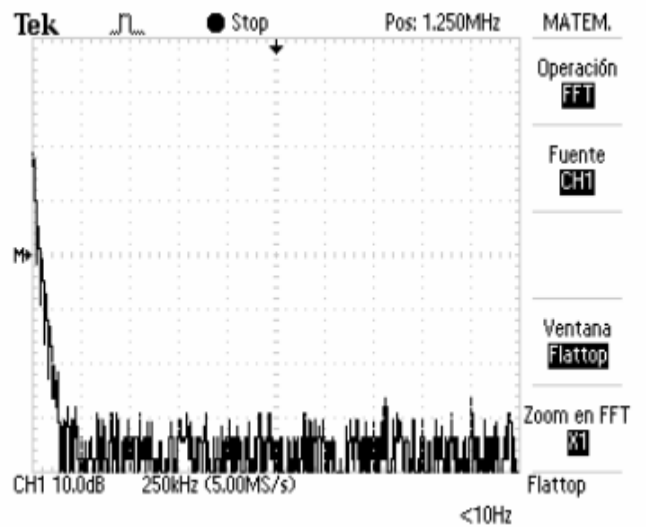
Gráfica espectro de la señal



Gráfica señal cuadrada con filtro

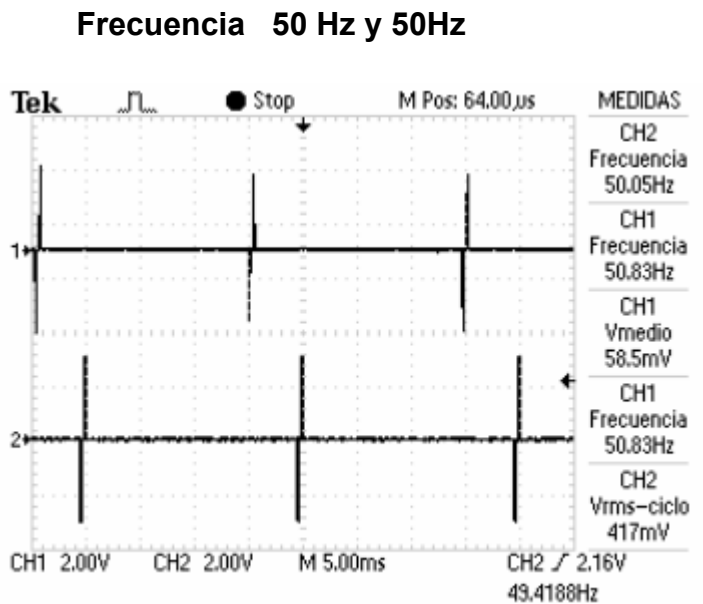
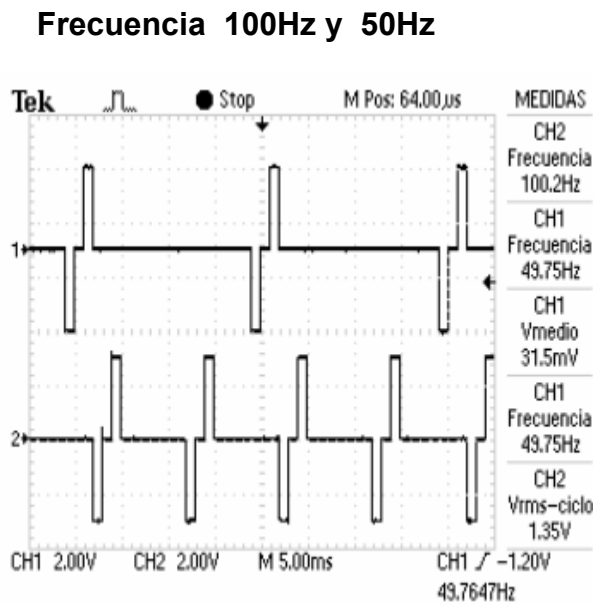
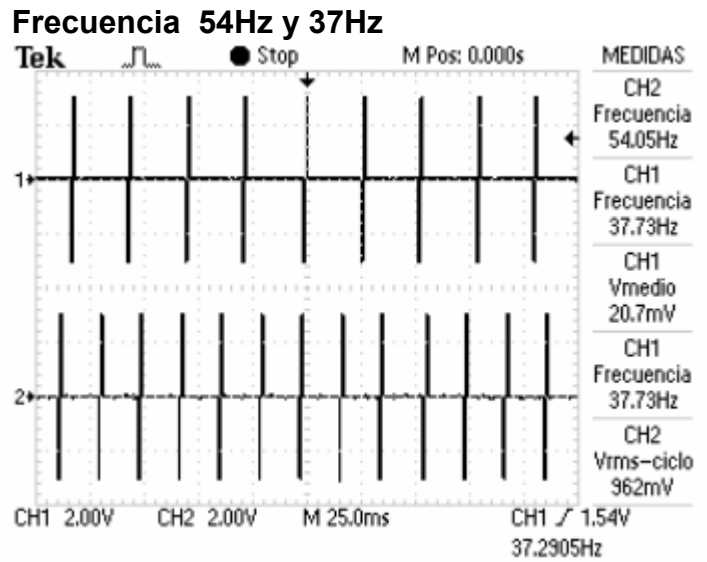
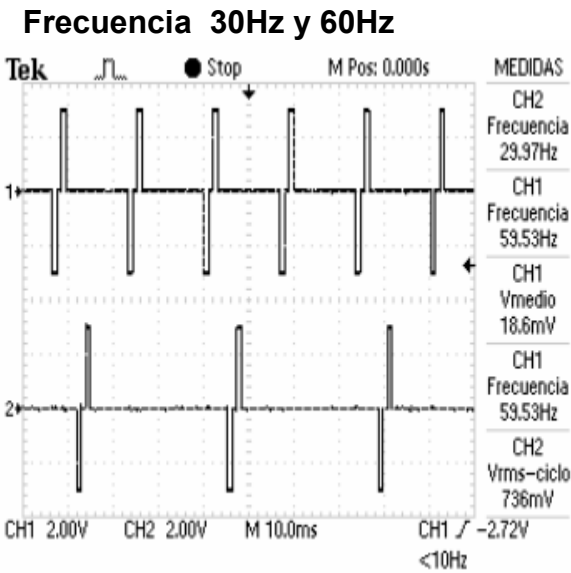


Gráfica espectro de la señal



El modelo funcional presenta variaciones en frecuencia menores al 2.2% como se puede apreciar en la figura 60.

Figura 60. Variaciones en frecuencia



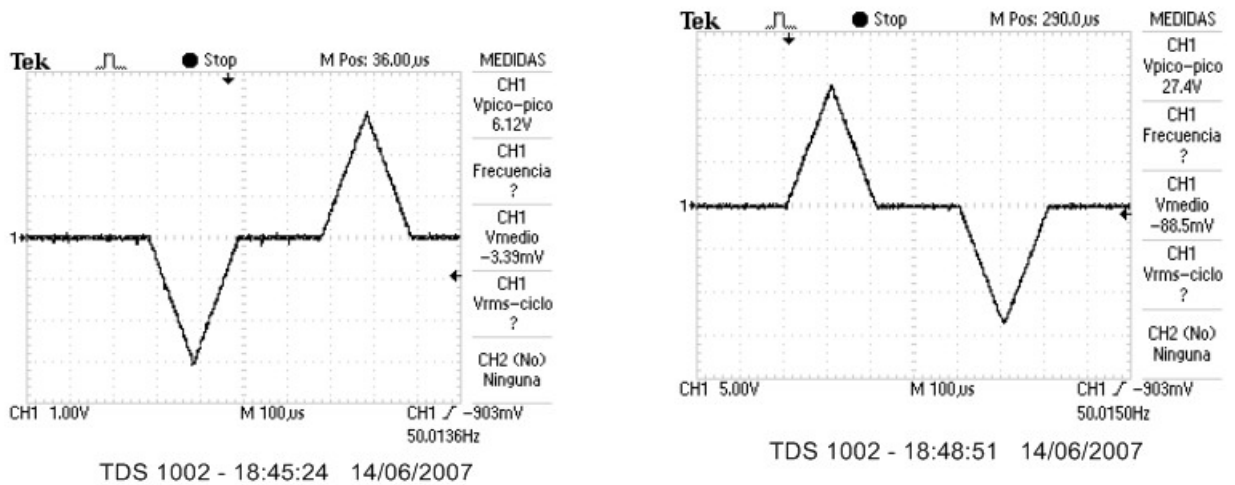
3.3 ETAPA DE TRANSCONDUCTANCIA

3.3.1 Preamplificación

Para la sección de preamplificación se verificó mediante pruebas, que la ganancia a la salida de los operacionales no sobrepase el valor de tensión a la salida del sistema que se requiere en el equipo, debido a que en este punto se realiza la variación en amplitud de la señal que se entrega al paciente. La forma de onda a la entrada de esta etapa es la que se muestra en la figura 61 (a), y en la figura 61

(b) se tiene la forma de onda y sus valores con el potenciómetro al máximo. Comparando las gráficas se observa que no se deforma la señal de entrada manteniendo sus características.

Figura 61: Formas de onda, etapa preamplificación de señal. (a) Entrada op-amp, (b) Salida del op-amp.

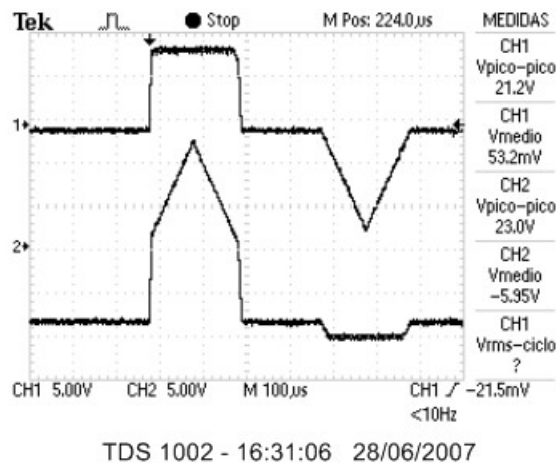


La única diferencia observable es la inversión de la onda, producido porque la amplificación se realiza con una configuración inversora.

3.3.2 Fuente de corriente

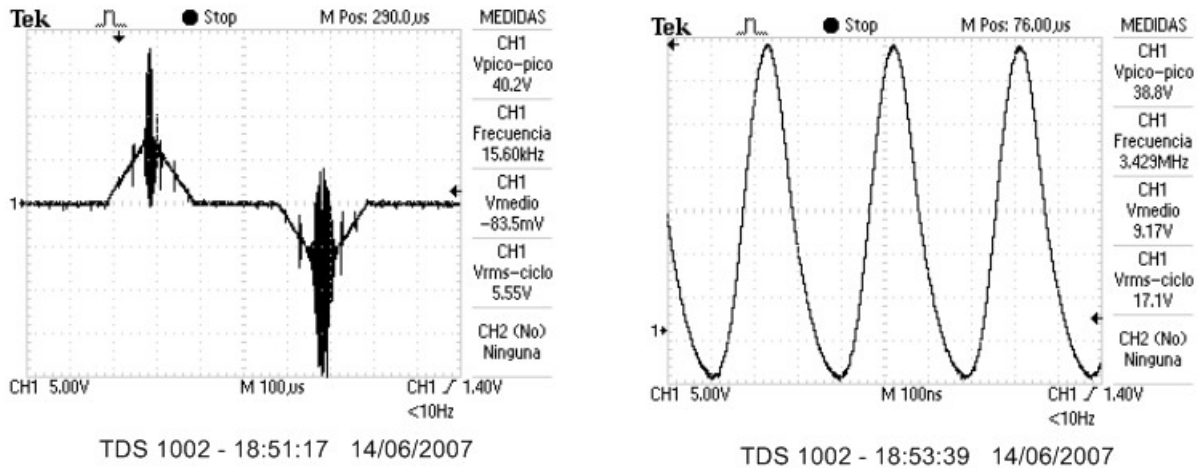
La figura 62, muestra la señal que hay a la salida de los operacionales que conforman el circuito integrado TL062 que se observa en la figura 50, correspondiendo a lo descrito en el apartado solución del problema (etapa de transconductancia).

Figura 62. Onda en tl062 (pines 1 y 7) en la figura 50



La figura 63 (a), muestra la distorsión producida por C_{BC} en la señal de salida, la cual se eliminó al implementar capacitores cerámicos entre colector y emisor de los transistores de salida, siendo este de un mayor valor al que posee el transistor en su configuración interna, y así evitar una rápida descarga del mismo y la consecuente variación de portadores en el emisor de los BJT. En la figura 63 (b) se muestra la forma y la frecuencia de la onda de distorsión.

Figura 63: (a) Onda de salida con interferencia, (b) Onda de distorsión

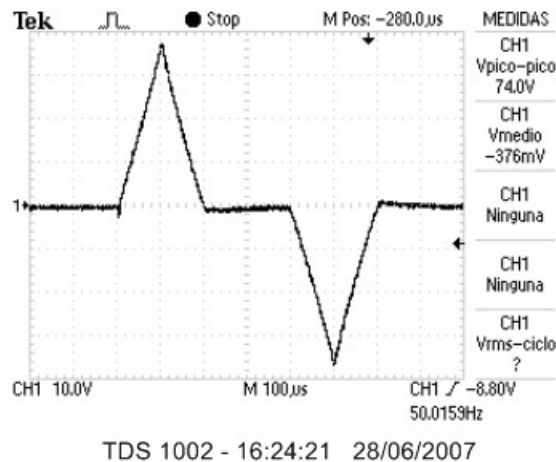


(a)

(b)

En la figura 64 se observa que la señal de salida ya no contiene la distorsión vista en la figura 63(a), sin introducir ningún tipo de efecto adverso ni distorsión en la señal. Esta señal se captura con una resistencia de carga de trescientos ohmios.

Figura 64. Señal de salida sin distorsio



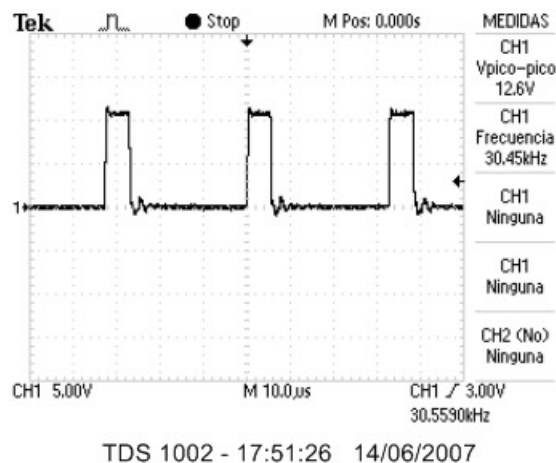
3.4 ALIMENTACIÓN

La prueba para la fuente de alimentación se realizó a carga máxima, tomando lectura de la tensión a la salida, la cual no debe variar, y así asegurar que al

conectar los elementos que son necesarios alimentar con ella, no presente caídas de tensión. Para la fuente, este caso ocurriría en caso de necesitar entregar más corriente de la estipulada (lo cual ocurre con impedancia de carga mínima). Se conecto una carga de $100\ \Omega$ (valor de impedancia menor al de la etapa a conectar, que aproxima a $1\ k\Omega$), con la cual, la tensión de salida se mantuvo constante. El valor dual de quince voltios predefinido no se redujo, al igual que para la fuente dual de ciento diez voltios.

Para regular el valor de tensión a la salida de la fuente, se debe tener un valor de tensión de 61 voltios en el pin de compensación (pin 9) del circuito integrado de regulación por ancho de pulso (SG3524N). Este valor es estipulado en la hoja de aplicación del regulador y debe darse con el primario del transformador desconectado de la alimentación, produciendo la forma de onda a la salida del colector (pin 12) del regulador que se observa en la figura 65.

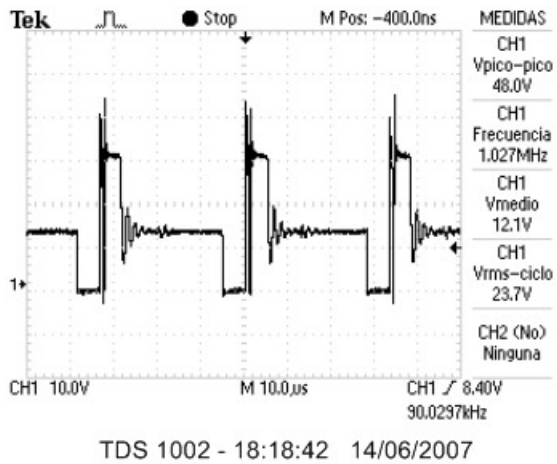
Figura 65. Onda de control para fuente conmutada



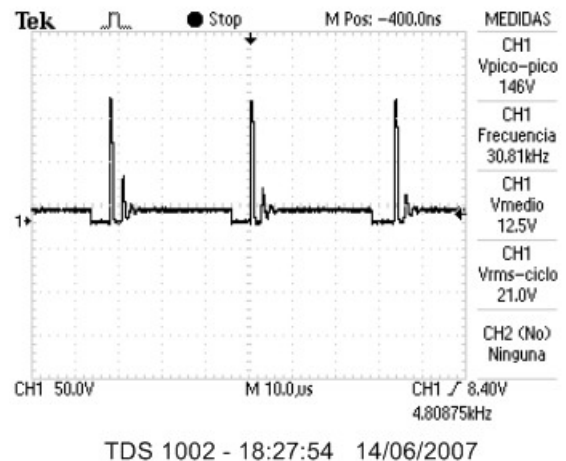
La gráfica muestra la frecuencia de la señal de control que se genera para el convertidor, aproximadamente de 30 kHz (valor típico de operación según hoja de datos del elemento) y su amplitud pico de doce voltios, en respuesta a la alimentación del integrado. El ancho de pulso varía de acuerdo a la corriente que requieran las etapas para mantener la tensión constante.

La figuras 66 (a) y 66 (b), muestran la forma de onda en el primario del transformador de los convertidores para 15 voltios y 110 voltios respectivamente

**Figura 66. (a) Primario del transformador para generar más o menos 15 voltios.
 (b) Primario del transformador para generar más o menos 110 voltios.**



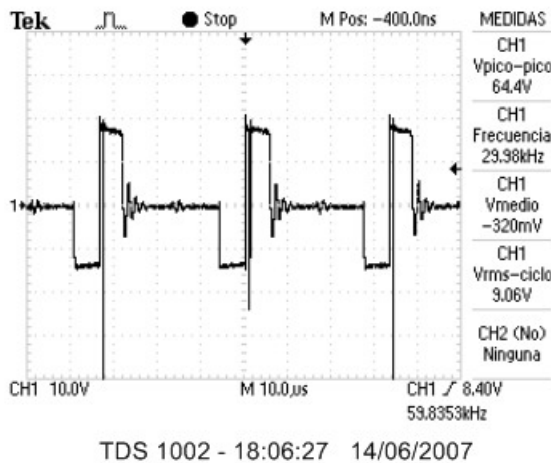
(a)



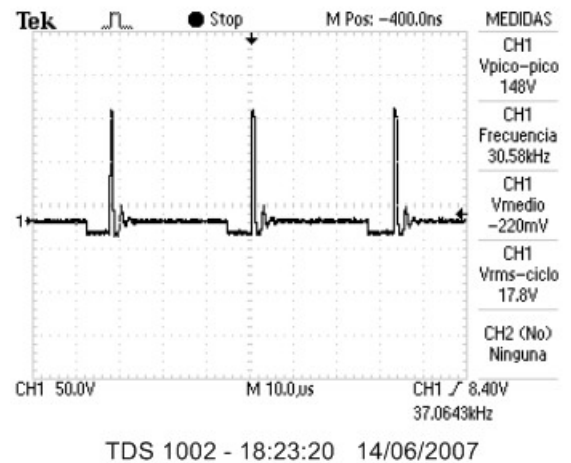
(b)

Las figuras 67 (a) y 67 (b) corresponden a la salida de los transformadores de los convertidores dc-dc de 15 voltios y 110 voltios respectivamente.

**Figura 67: (a) Salida del transformador que genera 15 voltios
 (b) Salida del transformador que genera 110 voltios**



(a)



(b)

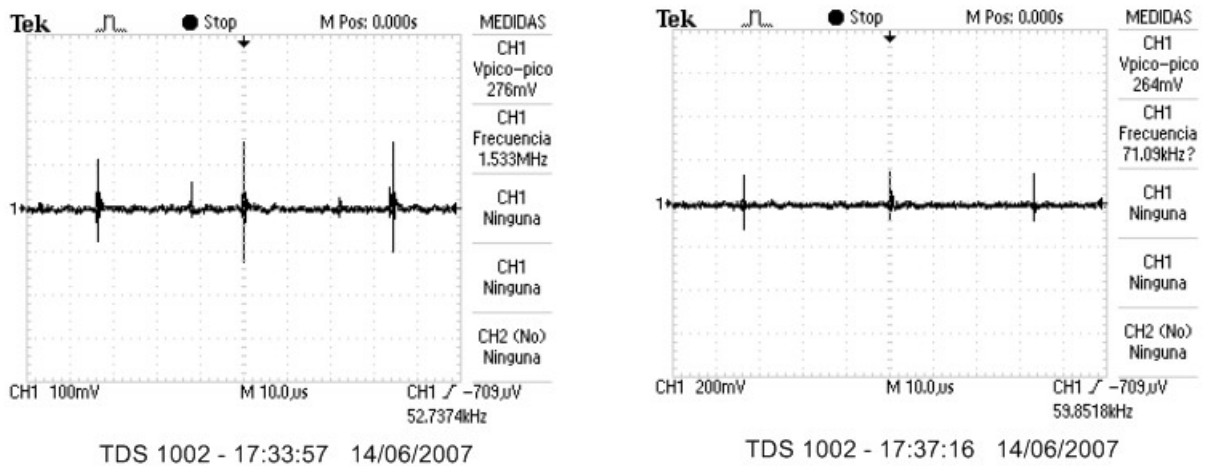
Las figuras 66 (a) y 67 (a) son respectivamente las formas de onda a la entrada y salida del transformador que se utiliza para generar la tensión de salida de más o menos 15 voltios. Se observa que las formas de onda presentan picos adicionales a los pulsos que se generan con el regulador PWM debido a que el núcleo utilizado no es el que mejor se acomoda (en dimensiones) para generar la tensión que se requiere, este núcleo debería ser mas pequeño, pero se hace necesario utilizar el núcleo que se implementa en el circuito, debido a que no es fácil

conseguir estos toroides y a que por el calibre del cable que se utilizó para hacer las bobinas, no permite un diámetro menor, pues no habría espacio suficiente para implementar el bobinado.

En las figuras 66 (b) y 67 (b) que son respectivamente las formas de onda a la entrada y salida del transformador que se utiliza para generar la tensión de salida de más o menos 110 voltios, se observan formas mas definidas (los picos adicionales son menores en amplitud y en número) pues para este valor de transformación, las características del núcleo se acomodan mejor.

La figura 68 muestran el voltaje de rizo de la fuente dual de quince (figura 68 (a)) y ciento diez voltios (figura 68 (b)), observando que los valores pico de esta tensión corresponden a mucho menos del cinco por ciento de la señal de DC que se esta generando, lo cual es un buen valor para esta señal.

Figura 68. Voltaje de rizo para las fuentes de alimentación. (a) Fuente de 15 voltios, (b) Fuente de 110 voltios.



(a)

(b)

Aunque las gráficas corresponden a las tensiones positivas de las dos fuentes, el valor de la tensión de rizo no es muy diferente para sus correspondientes negativas, sólo que estos son más grandes en unos cuantos milivoltios, lo cual no afecta el sistema, puesto que se mantienen estos valores dentro del porcentaje, menor al cinco por ciento de la tensión de salida.

3.5 Pruebas del equipo en el antebrazo de un paciente

Las formas de onda que se muestran a continuación son capturadas al realizar pruebas con el equipo en el antebrazo derecho de un paciente de 28 años de edad. Se aplican las formas de onda por medio de electrodos de carbono reutilizables de 3 por 3 cm., con interfaz piel-electrodo dada por un gel conductor con ph neutro, utilizado para esta labor.

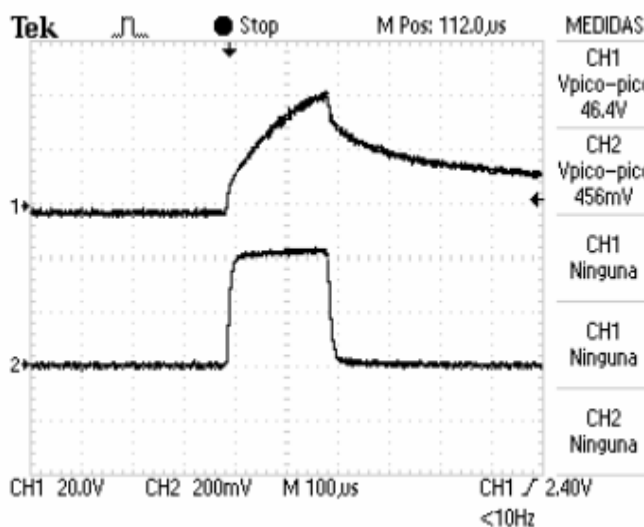
Figura 69. Pruebas del equipo en el antebrazo de un paciente

Gráficas Tensión-corriente Tipo de onda farádica

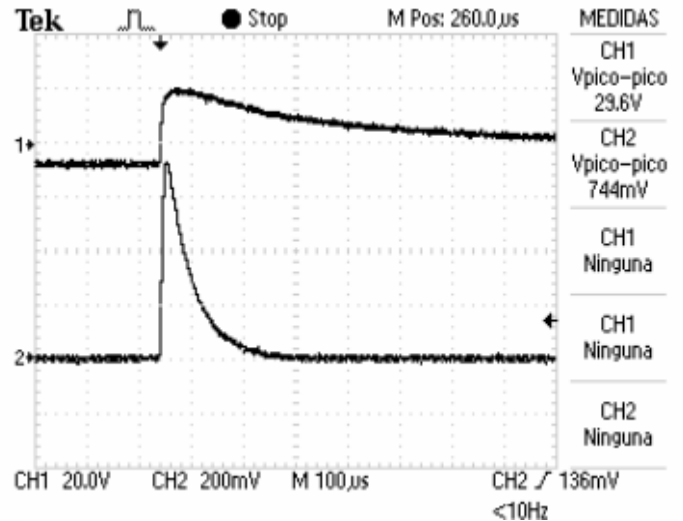
Canal 1 Tensión a la salida en el antebrazo del paciente

Canal 2 Corriente medida a partir de una resistencia de 10Ω en serie con el antebrazo del paciente.

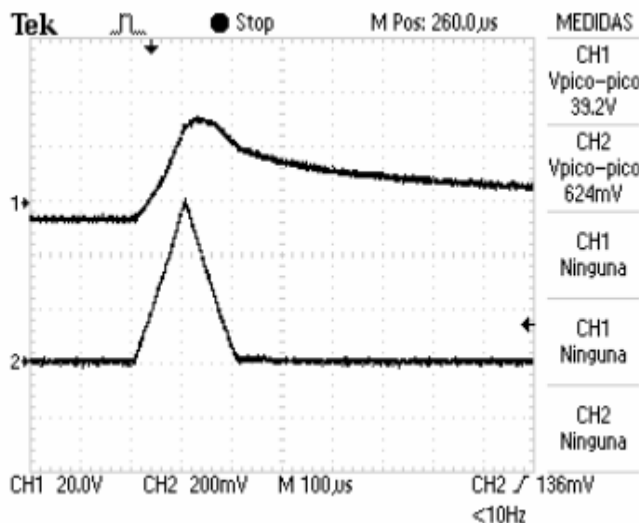
Gráfica señal cuadrada



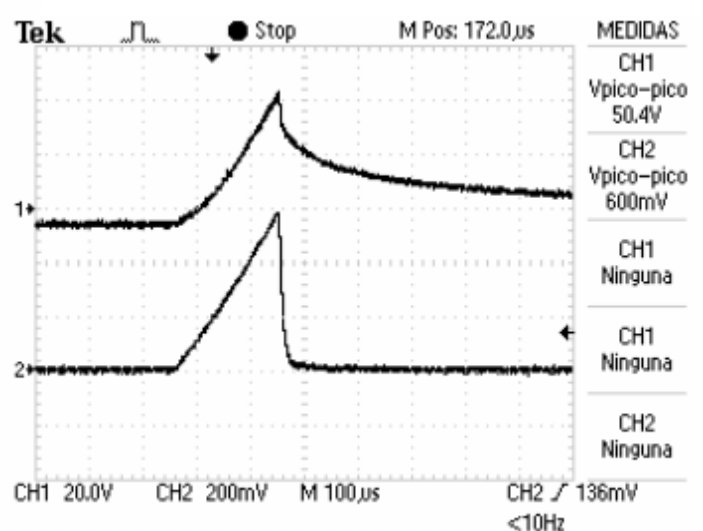
Gráfica señal exponencial



Gráfica señal triangular



Gráfica señal sierra

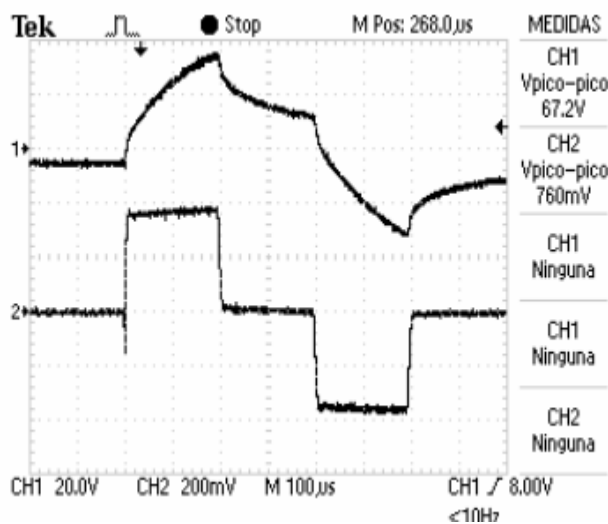


Graficas Tensión -corriente Tipo de onda Bifásica

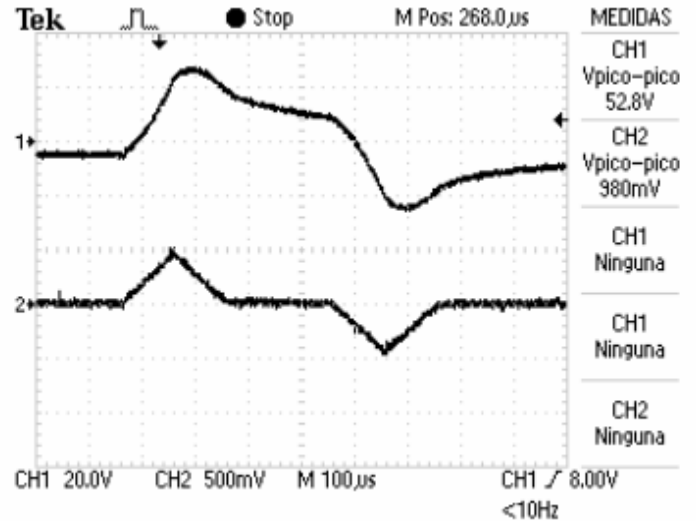
Canal 1 Tensión a la salida en el antebrazo del paciente

Canal 2 Corriente medida a partir de una resistencia de 10Ω en serie con el antebrazo del paciente.

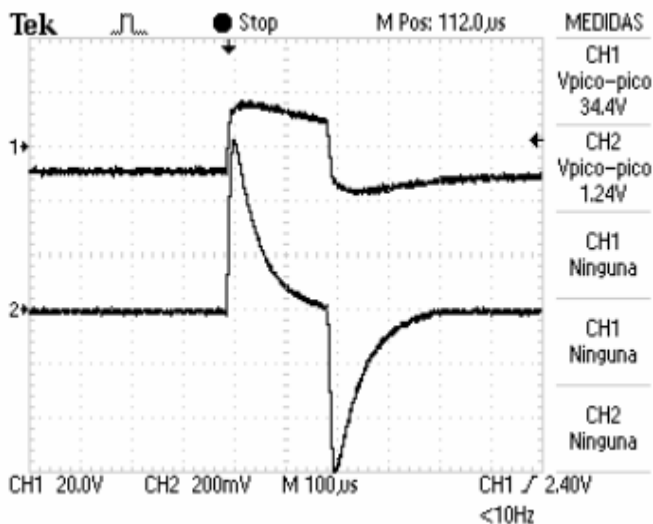
Gráfica señal cuadrada con intervalo interpulsatil de $200\mu s$



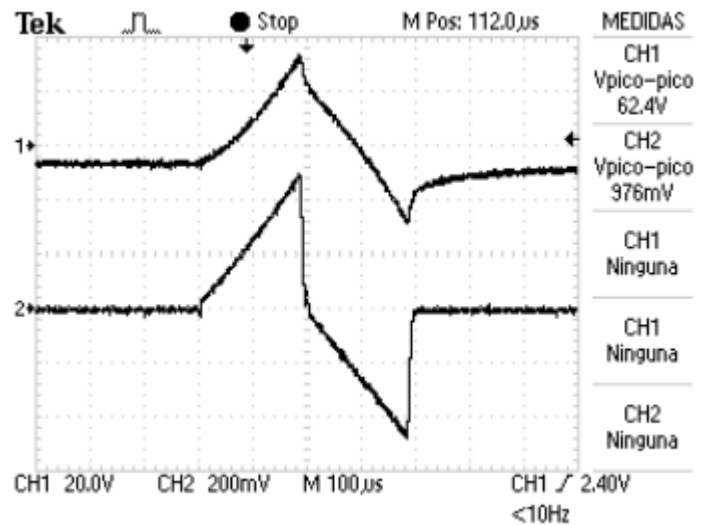
Gráfica señal triangular con intervalo interpulsatil de $200\mu s$



Gráfica señal exponencial sin intervalo interpulsatil



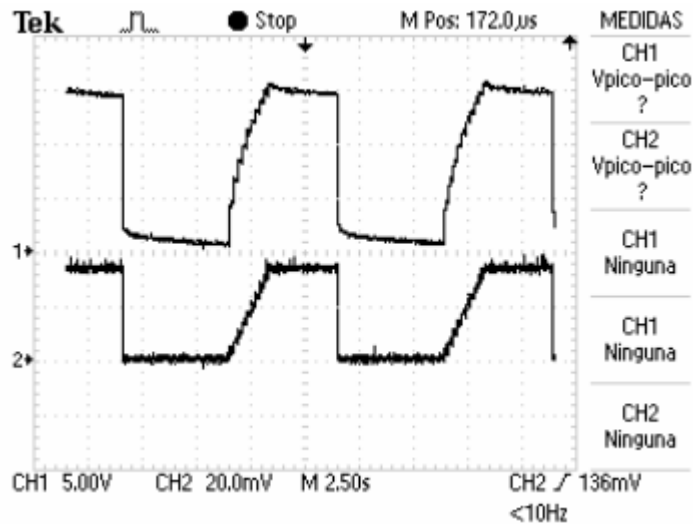
Gráfica señal sierra sin intervalo interpulsatil



Gráfica Tensión -corriente tipo de onda Galvánica con rampa 2seg y ciclo 5s ON y 5s OFF

Canal 1 Tensión a la salida en el antebrazo del paciente

Canal 2 Corriente medida a partir de una resistencia de 10Ω en serie con el antebrazo del paciente.



3.6 COSTOS DEL EQUIPO FINAL Y COMPARACIÓN CON ELL VALOR DE EQUIPOS SIMILARES

Tabla 5. Costos de los elementos utilizados en el modelo funcional FUENTE DE POTENCIA

Item Number	Quantity	Value	Description	Part Number	Reference	Precio
1	1	0.1u	Electrolítico		C1	\$ 100
2	1	470u	Electrolítico		C2	\$ 500
3	1	100n	Cerámico		C3	\$ 100
4	1	1,5n	Cerámico		C4	\$ 100
5	1	4700u	Electrolítico		C5	\$ 2.000
6	1	47u 330V	Electrolítico		C6	\$ 3.000
7	1	47u 330V	Electrolítico		C7	\$ 3.000
8	1	1000u	Electrolítico		C8	\$ 1.500
9	1	470u	Electrolítico		C10	\$ 500
10	1	1,5n	Cerámico		C11	\$ 100
11	1	4700u	Electrolítico		C12	\$ 2.000
12	1	47u 330V	Electrolítico		C13	\$ 200
13	1	47u 330V	Electrolítico		C14	\$ 200
14	1	100n	Cerámico		C15	\$ 100
15	1	1000u	Cerámico		C16	\$ 100
16	1	D1N4007	Diodo		D1	\$ 150
17	1	D1N4007	Diodo		D2	\$ 150

18	1	UF5408	Diodo	Potencia	D3	\$ 1.500
19	1	UF5408	Diodo	Potencia	D4	\$ 1.500
20	1	UF5408	Diodo	Potencia	D5	\$ 1.500
21	1	15V	Diodo	Zener	D6	\$ 150
22	1	D1N4007	Diodo		D7	\$ 150
23	1	15V	Diodo	Zener	D8	\$ 150
24	1	UF5408	Diodo	Potencia	D9	\$ 1.500
25	1	UF5408	Diodo	Potencia	D10	\$ 1.500
26	1	UF5408	Diodo	Potencia	D11	\$ 1.500
27	1	D1N4007	Diodo		D12	\$ 150
28	1	FUSE			F1	\$ 300
29	1	FUSE			F2	\$ 300
30	1	FUSE			F3	\$ 300
31	1	FUSE			F4	\$ 300
32	1	HS-513	Disipador	Calor	HS1	\$ 2.000
33	1	HS-513	Disipador	Calor	HS2	\$ 2.000
34	1	SG3524	Regulador	Conmutado	J1	\$ 4.000
35	1	SG3524	Regulador	Conmutado	J2	\$ 4.000
36	1	SALIDA POWER	Conector		J3	\$ 300
37	1	SALIDA	Conector		J4	\$ 300
38	1	ENTRADA	Conector		J5	\$ 300
39	1	IRFP250	Mosfet	Potencia	M1	\$ 6.000
40	1	IRFP250	Mosfet	Potencia	M2	\$ 6.000
41	1	2N2222	Transistor		Q1	\$ 200
42	1	BD136	Transistor		Q4	\$ 1.000
43	1	BD135	Transistor		Q5	\$ 1.000
44	1	2N2222	Transistor		Q6	\$ 200
45	1	BD135	Transistor		Q7	\$ 1.000
46	1	BD136	Transistor		Q8	\$ 1.000
47	1	220k			R1	\$ 25
48	1	5.1k			R2	\$ 25
49	1	10k			R3	\$ 25
50	1	10k			R4	\$ 25
51	1	1k			R5	\$ 25
52	1	10k			R6	\$ 25
53	1	27k			R7	\$ 25
54	1	5.1k			R8	\$ 25
55	1	10			R9	\$ 25
56	1	1k			R10	\$ 25
57	1	5.1k			R12	\$ 25
58	1	220k			R13	\$ 25
59	1	10k			R14	\$ 25
60	1	1k			R15	\$ 25
61	1	10			R16	\$ 25
62	1	1k			R17	\$ 25
63	1	27k			R18	\$ 25
64	1	10k			R19	\$ 25
65	1	5.1k			R20	\$ 25
66	1	10k			R21	\$ 25

67	1	R			R22	\$ 25
68	1	12k			R23	\$ 25
69	1	3k			R24	\$ 25
70	1	2k			R25	\$ 25
71	1	100k			R26	\$ 25
72	1	470k			R27	\$ 25
73	1	R			R30	\$ 100
74	1	R			R31	\$ 100
75	1	R			R32	\$ 100
76	1	R			R33	\$ 100
77	1	R			R34	\$ 100
78	1	R			R35	\$ 100
79	1	TRNSFMR TS1220/SM			T1	\$ 25.000
80	1	TRNSFMR TS1220/SM			T2	\$ 25.000

PRECIO TOTAL	\$ 105.150
---------------------	-------------------

Tarjeta Digital

Item Number	Quantity	Value	Description	Part Number	Reference	Precio
1	1	27p	cerámico		C1	\$ 100,00
2	1	27p	cerámico		C2	\$ 100,00
3	1	0.1uF	tantalio		C3	\$ 500,00
4	1	27p	cerámico		C4	\$ 100,00
5	1	27p	cerámico		C5	\$ 100,00
6	1	1u	tantalio		C6	\$ 500,00
7	1	1uF	tantalio		C7	\$ 500,00
8	1	1uF	tantalio		C8	\$ 500,00
9	1	1u	tantalio		C9	\$ 500,00
10	1	1u	tantalio		C10	\$ 500,00
11	1	1u	tantalio		C11	\$ 500,00
12	1	1u	tantalio		C12	\$ 500,00
13	1	D1N4148	Diodo		D1	\$ 100,00
14	1	3V	Diodo		D2	\$ 100,00
15	1	CH 1	Led		D3	\$ 100,00
16	1	CH2	Led		D4	\$ 100,00
17	1	TECLADO	Conector		J1	\$ 200,00
18	1	CON3	Conector		J2	\$ 200,00
19	1	CON3	Conector		J3	\$ 200,00
20	1	CON10	Conector		J4	\$ 200,00
21	1	ICD2	Conector		J5	\$ 200,00
22	1	POWER	Conector		J6	\$ 400,00
23	1	Pantalla LCD	Conector		LCD1	\$ 400,00
24	1	BUZZER	Buzzer		LS1	\$ 1.000,00
25	1	100	resistencia		R1	\$ 25,00
26	1	5K	resistencia		R2	\$ 25,00
27	1	10k	resistencia		R3	\$ 25,00
28	1	100	resistencia		R4	\$ 25,00
29	1	4.7k	resistencia		R5	\$ 25,00

30	1	1M	resistencia	R6	\$ 25,00
31	1	147	resistencia	R7	\$ 25,00
32	1	50K	resistencia	R8	\$ 25,00
33	1	1K	resistencia	R9	\$ 25,00
34	1	4.7k	resistencia	R10	\$ 25,00
35	1	1M	resistencia	R11	\$ 25,00
36	1	147	resistencia	R12	\$ 25,00
37	1	50K	resistencia	R13	\$ 25,00
38	1	1K	resistencia	R14	\$ 25,00
39	1	10k	resistencia	R15	\$ 25,00
40	1	10k	resistencia	R16	\$ 25,00
41	1	10k	resistencia	R17	\$ 25,00
42	1	10k	resistencia	R18	\$ 25,00
43	1	1k	resistencia	R19	\$ 25,00
44	1	330	resistencia	R20	\$ 25,00
45	1	330	resistencia	R21	\$ 25,00
46	1	RESET	Pulsador	SW1	\$ 200,00
47	1	PIC18F4520	Microcontrolador	U1	\$ 36.200,00
48	1	AD7305	Convertor D-A	U2	\$ 35.000,00
49	1	AD637-S	Convertor RMS	U3	\$ 85.000,00
50	1	AD637-S	Convertor RMS	U5	\$ 85.000,00
51	1	TL062_TSSOP	OPAM	U7	\$ 3.000,00
52	1	TL062_TSSOP	OPAM	U8	\$ 3.000,00
53	1	10MEG	Cristal	X1	\$ 600,00
54	1	32.768	Cristal	X2	\$ 400,00
TOTAL					\$ 256.525,00

Accesorios

Item Number	Quantity	Value	Description	Part Number	Reference	Precio
1	1	LCD 20x4 TECLADO	Pantalla LCD			\$ 35.000
2	1	4x4	teclado Matricial			\$ 15.000
3	1		Fuente Grado Hospitalario			\$ 350.000
4	1	carcasa	Carcasa para equipo			\$ 150.000
5	1	Cableado				\$ 15.000
6	1	Electrodos				\$ 120.000

TOTAL \$ 685.000
GRAN TOTAL \$ **1.273.725**

Tabla 6 Comparación de precio entre equipos en el mercado y modelo funcional

Fabricant	Modelo	Tipos de onda de corriente	Amplitud máxima de corriente (mA)	Numero de canales	Valor del Equipo (\$)
Meditea	Multiplex Clasic:	<ul style="list-style-type: none"> • galvánica • 9 tipos de onda no especificados 	100	4 canales totalmente independientes	4'837.500
Biorem	Expert Mod. BRT/2 PLUS	<ul style="list-style-type: none"> • interferenciales • diadinámicas • rusas • farádicas • impulsos rectangulares y exponenciales • Tens • Galvánica 	120	2 canales independientes	4'031.250
CEC	Combi-4 II	<ul style="list-style-type: none"> • Galvanica • Rusas • Interferenciales 	100	4 Canales de independientes 1 canal facial	2'021.000
IONIX	Stim_1	<ul style="list-style-type: none"> • Galvánica • Farádica • Bifásica • Cuadrada, diente de sierra, Exponencial, Triangular. 	120	2 canales independientes 1 canal electrodiagnostico	1'273.725

La tabla 2 muestra el valor d equipos en el mercado que son similares a nuestro modelo funcional, observándose que existe una gran diferencia de precio entre los equipos existentes, y una posible replicación de nuestro equipo, teniendo en cuenta que Stim_1 tiene como valor agregado, la función de electrodiagnóstico que no la posee ninguno de los equipos mencionados en la tabla, ayudando esta función a los especialistas, pues haciendo predicciones cuantitativas, se reduce el tiempo en aproximadamente 2 minutos por paso que se debe realizar, mientras que este equipo no demora mas de 2 segundos para realizar cada uno de los pasos que se deben seguir para realizar el electrodiagnóstico.

Instrumentos usados en las pruebas

Osciloscopio Tektronix TDS1002

- Dos canales de salida
- Almacenamiento digital de capturas
- Ancho de banda 60MHz
- Transformada rápida de Fourier FFT
- Comunicación serial a PC

Generador de ondas Protek G305

- Rango de frecuencia: 0.01Hz – 10MHz
- Nivel de Salida: 20Vpp (Circuito abierto)
- Atenuador: 0, 20, 40 y 60dB
- Impedancia de salida: 50 Ohms +/- 10%
- Tensión de Offset DC: Max. +/- 10V

Otros instrumentos de medición

- Multímetro digital Fluke 189 True RMS
- Medidor de parámetros Fluke PM6303A, $f = 1 \text{ kHz}$.
- Medidor de parámetros Phillips PM6303 , $f = 1\text{kHz}$

CONCLUSIONES

Se diseñó y se construyó un modelo funcional capaz de manejar dos canales de forma independiente para electroestimulación, pudiendo interactuar con cada uno de los siguientes parámetros, TIPO, FORMA, CICLO, RAMPA, ANCHO, FRECUENCIA, TIEMPO, INTERPULSO, a su vez es capaz de entregar una corriente máxima pico de 120mA con carga de 300Ω - 1000Ω . El modo electrodiagnóstico genera señales cuadradas con ancho de pulso en el intervalo 50-100ms.

Se utilizó una sola unidad de procesamiento el microcontrolador 18F4620 para generar la interfaz con el usuario, enviar palabras digitales al convertor D/A para generar las señales de los respectivos tratamientos y a su vez controlar 2 relés de protección, 2 indicadores luminosos, un indicador sonoro, y recibir información de 2 conversores V_{rms} para el sensado de corriente a la salida.

Al implementar el modelo en una persona se pudo constatar que la señal de corriente se mantiene y que la impedancia vista por la carga se puede asemejar a una carga resistiva y capacitiva como se puede apreciar en la señal de tensión.

Se construyó un modelo funcional que es usado en electroterapia con las especificaciones mostradas en la NTC para la fabricación de equipos médicos que se utilizan para electroestimulación.

Una forma sencilla de variar la amplitud de una señal es mediante la utilización de amplificadores operacionales, los cuales no introducen distorsión armónica ni simétrica, tal como se observa en la figura 3.4 página 75, que es una representación de lo ocurrido con las demás señales que se generan en el equipo. Agregado a esto, se consiguen con facilidad en mercados locales previendo que alguno de ellos falle y sea necesario hacer mantenimiento del equipo.

La etapa de transconductancia (amplificador de realimentación en corriente) con carga activa, implementada en forma simétrica, elimina las componentes armónicas que se introducen en las señales por esta misma etapa, resultando en formas de onda (formas de onda de corriente) a la salida sin distorsión simétrica y similares en forma a las ondas generadas por el microprocesador.

Desarrollar proyectos utilizando fuentes conmutadas mejora no sólo el desempeño de las fuentes, mejora la utilización del espacio (área utilizada en la PCB) para el desarrollo de equipos, por ser de menor tamaño los transformadores que se requieren, siendo estos también fáciles de construir, aunque el inconveniente es adquirir los núcleos de ferrita, debido a que no se consiguen fácilmente con las especificaciones que se necesitan. Contrario a esto, en el mercado (ya no local) se pueden conseguir los transformadores totalmente construidos con todas las características que se deseen, pero a costos elevados en mercados

internacionales, o por empresas que los importan, impidiendo cumplir con el objetivo de construcción de un equipo con bajo costo.

El espejo de Wilson produce una mayor igualdad entre las corrientes, ya que corrige los errores producidos por la corriente de base, factor importante, debido a que los equipos para electroestimulación dan mejores resultados si se trabajan con formas de onda de corriente y no de tensión, dando como resultado un equipo con las características que requieren los especialistas en la rama de terapia física. Es de aclarar, que se debe tener en cuenta que las resistencias utilizadas en la etapa de transconductancia deben ser de precisión, de lo contrario se desestabiliza el sistema produciendo sobrecorriente en los transistores que conforman el espejo, terminando en el daño total de los mismos. Otro factor a tener en cuenta es asegurarse que los transistores tengan la misma ganancia (el mismo β), para garantizar la simetría de las ondas a la salida, de lo contrario se llega a observar distorsión asimétrica de la onda, caso que no se muestra en este trabajo, pero que sucedió al realizar las pruebas iniciales al equipo.

RECOMENDACIONES

Debido a que el equipo no tiene sensado de corriente acoplado a la salida, se hace necesario implementar un sistema para lectura de este parámetro y así el equipo pueda tener conocimiento de posibles fallos en la corriente que se entrega al paciente realizando esto mediante la comparación con la señal que se está leyendo del punto de realimentación que ya se encuentra implementado, resultando con esto en un sistema de seguridad por falla de un elemento en esta etapa, o por falla humana producida por un corto entre los terminales de los electrodos.

Para mejorar el funcionamiento de la fuente conmutada hace falta implementar el sistema de realimentación por acople óptico, lo cual resulta en aislamiento total de la fuente, aislamiento entre el primario y el secundario, lo cual mejorara el tipo de aislamiento del equipo, haciéndolo más acorde a las especificaciones que se dan en la norma técnica para equipos que son aplicados en humanos.

Se recomienda hacer un estudio sobre la posible eliminación de la etapa de filtrado de señal en el modelo funcional, dado que no existe una veracidad experimental de los daños que generan las componentes espectrales que no hacen parte del espectro de señal que se desea aplicar, ya que el cuerpo humano realiza ese filtrado de forma natural, es decir, la señal de tensión a la salida es la misma con o sin filtro.

Debido a que algunas personas tienen un valor resistencia alto en sus tejidos se recomienda implementar una etapa limitadora de tensión para evitar sobretensiones en los tejidos del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

[1] CARTAZA, M. y FORNEIRO, Y. Generación digital de ondas analógicas complejas. Instituto Central de Investigación Digital. Memorias segundo congreso latinoamericano de Ingeniería Biomédica mayo 23-25 de 2001 [base de datos en CD-ROM]. La Habana, Cuba. [consultado 10 febrero 2006],.

[2] HAN-CHANG, Wu, SHUENN-TSONG, Young, and TE-SON, Kuo. A Versatile Multichannel Direct-Synthesized Electrical Stimulator for FES Applications. IEEE transactions on instrumentation and measurement [base de datos en CD-ROM]. vol. 51, no. 1, february 2002 [Consultado 8 feb. 2006].

[3] Pcpaudio. Amplificador ultra [en línea]. CR: no especificado. Argentina. Párrafo 34. [consultado 20 de Junio de 2006]. Disponible en internet : <<http://www.pcpaudio.com/com/ultra-amp>>.

[4] PINSACH, Piti. Electroestimulación, tecnología a nuestro servicio : aplicaciones útiles para todas las personas y amplia documentación para expertos [en línea]. CR. no especificado. Alicante, España [consultado 25 de febrero de 2006]. Disponible en internet: <<http://www.sectorfitness.com/> .> Área de formación.

[5] ANDREU J., Robinson y LYNN ZINDER, Mackler. Clinical electrophysiology : electrotherapy and electrophysiologic testing. 2 ed. Baltimore : John Butler, 1995. p. 3-119.

[6] ACEVEDO RODRÍGUEZ, Reinaldo y MEDINA, Jorge Enrique. Electro estimulador para rehabilitación muscular, diseño y construcción. Bucaramanga, 1991, p. 5 26. Trabajo de grado (Ingeniero Eléctrico). Universidad Industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

[7] BADILLO, Jose Martín y QUINTERO, Jorge Eduardo. Electro bisturí bipolar : diseño y construcción. Bucaramanga, 1987, 120 p. Trabajo de grado (Ingeniero Eléctrico). Universidad Industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

[8] C. J. Poletto and C. L. Van Doren. A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 929–936, Aug. 1999. [consultado 15 de febrero de 2006]

CARTAZA, M., FORNEIRO, Y, GARCÍA, J, ALFONSO, L, RODRÍGUEZ, A, LÓPEZ, M y BENÍTEZ, R. Estimulador eléctrico terapéutico. Instituto Central de investigación digital. Memorias segundo congreso latinoamericano de Ingeniería Biomédica mayo 23-25 de 2001 [base de datos en CD-ROM]. La Habana, Cuba. [consultado 20 febrero 2006].

CARTAZA, M., RODRÍGUEZ, L, BENÍTEZ, R, FLOJERAS, J, DIAZ, M, RUIZ, A y GÓMEZ, M. Estimulador eléctrico manuable para aplicaciones en anestesiología. Instituto Central de Investigación Digital. Memorias segundo congreso latinoamericano de Ingeniería Biomédica mayo 23-25 de 2001 [base de datos en CD-ROM]. La Habana, Cuba [consultado 15 febrero 2006].

CHAUSFRE, Jose Rafael y PAVÓN HERNÁNDEZ, Edgar. Electro estimulador para rehabilitación muscular, diseño y construcción. Bucaramanga, 1987, p. 5-48. Trabajo de grado (Ingeniero Eléctrico). Universidad Industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

DIAZ, M y FOLGUERAS, J. fuente de impulsos a corriente constante para aplicaciones médicas. Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones. Instituto Central de Investigación Digital [base de datos en CD-ROM]. La Habana, Cuba. Vol. XIX, no. 4, 1998 [consultado 15 febrero 2006].

LEOVY ENDREY, Semino. Electrodiagnóstico. Centro Nacional de Información de Ciencias Médicas [en línea]. CR 1999-2006. República de Cuba [consultado 11 abril de 2006]. Disponible en internet:
<<http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/electrodiagnostico.pdf>>

No especificado. Electroterapia : Medidas Complementarias de Tratamiento [en línea]. CR. 2004. [Consultado 10 abr. 2006]. Disponible en internet:
<<http://www.saludalia.com/saludaliaNuevo/interior/farmacia/doc/manualDeporte/terapeutica medidas 1.htm>>

RODRÍGUEZ M., J. M. Principios de Electrodiagnóstico : en electroterapia y fisioterapia. Madrid. Editorial Panamericana, 2000. p. 6-128.

RODRÍGUEZ MARTÍN, José María. Características Mínimas en un Estimulador de Baja Frecuencia : Formas de Corriente [en línea]. CR. No especificado. Madrid, ESPAÑA. [Consultado 12 abr. 2006]. Disponible en internet:
<<http://www.electroterapia.com/>>

VIDAL, Jorge Eliécer. Seguridad para el medico, paciente y el equipo electrónico en el campo de la electromedicina. Bucaramanga, 1985, 230 p. Trabajo de grado (Ingeniero Eléctrico). Universidad Industrial de Santander. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones.

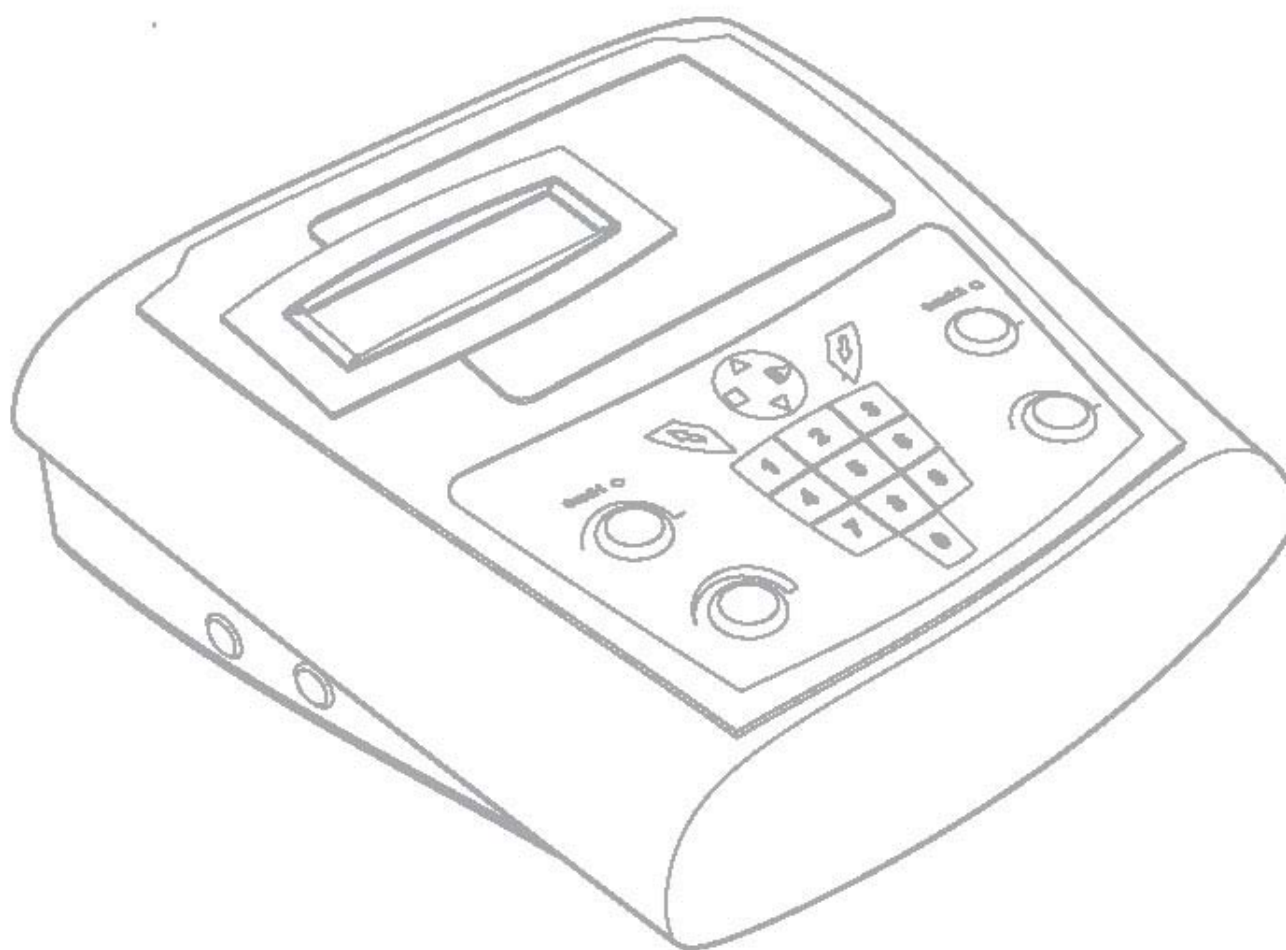
WALSH, Deirdre, FOSTER, Nadine, BAXTER, David and ALLEN, Jim. Transcutaneous electrical nerve stimulation : relevance of stimulation parameters to neurophysiological and hypoalgesic effects [base de datos en CD-ROM]. Vol. 74, no. 3, may/june 1995. [consultado 10 de abril de 2006].

WON-SUP, Chung, HOON, Kim, HYEONG-WOO, Cha and HEE-JUN, Kim. Triangular/square-wave generator with independentlycontrollable frequency and

amplitud. IEEE. Transactions on instrumentation and measurement [base de datos en CD-ROM]. Vol. 54, no. 1, february 2005 [consultado 15 de febrero de 2006].

ANEXO A

MANUAL DEL USUARIO



ELECTROESTIMULADOR
de dos canales de estimulación

Contenido

1

1	Contenido	2
2	Precauciones de seguridad	3
3	Introducción	5
4	Descripción del Producto	6
5	Preparación para el uso	9
6	Instrucciones de uso	11
7	Solución de problemas	17

.....

Precauciones de seguridad

Las instrucciones preventivas encontradas en esta sección y a lo largo de este manual se indican por los símbolos específicos. Entienda estos símbolos y sus definiciones antes de operar este equipo.

2



Este texto indica posibles infracciones de seguridad que podrían tener el potencial para causar una lesión menor al operario o dañar para equipo.



En este caso se avisa de posibles infracciones de seguridad que potencialmente causarán lesión seria al operario y daño al equipo.



Avisa de posibles infracciones que inminentemente son situaciones arriesgadas que producirán la muerte o lesión seria al operario.



El ícono de “ Voltaje Peligroso” informa al técnico de posibles riesgos como resultado de descarga eléctrica en ciertos componentes si la reparación no se realizó adecuadamente..

Precauciones de seguridad

2

- Lea, entienda, y practique las instrucciones preventivas de operación. Conozca las limitaciones y riesgos asociados con usar cualquier dispositivo similar. Observe las calcomanías preventivas y operacionales puestas en la unidad.
- No opere esta unidad cuando se encuentre conectado otro aparato eléctrico en el mismo tomacorriente.
- No opere esta unidad en un espacio donde estén usándose otros dispositivos que irradian energía electromagnética de sin protección alguna. Las comunicaciones de Radio-Frecuencia, los equipos portátiles y móviles pueden afectar el Equipo Eléctrico Médico.
- El Sistema de electroestimulación debe verificarse rutinariamente antes de cada uso para determinar que todos los mandos funcionan normalmente; sobre todo que el mando de la dosificación ajusta la intensidad del electroestimulador propiamente de una manera estable. También, determine que el tiempo del tratamiento termine cuando el cronómetro alcanza llega a cero.
- No use los objetos afilados como la punta del lápiz o bolígrafo al oprimir los botones en el panel de control ya que se pueden producir daños.

Inspeccione todas las salidas del equipo, Lentes, Cables, y los conectores asociados antes de cada uso.
- Esta unidad debe transportarse y debe guardarse en las temperaturas entre los -18°C y 60°C para prevenir el daño a la unidad o sus componentes.
- Asegúrese que la conexión eléctrica tiene una adecuada protección y conexión a tierra, de manera que el equipo se encuentre protegido de descarga eléctrica.
- No desarme el equipo ni quite las tapas de protección. Esto puede causar daño de la unidad, funcionamiento defectuoso, riesgo eléctrico, fuego, o lesión personal. Si algún funcionamiento defectuoso ocurre, discontinúe el uso, e inmediatamente envíe a la fábrica para su reparación.
- No permita a cualquier material extranjero o líquidos entren en la unidad, ya que puede causar daño de la unidad, funcionamiento defectuoso, riesgo eléctrico, fuego, o lesión personal.

Introducción

3

Este manual contiene la información general de funcionamiento, las prácticas de precaución y la información de mantenimiento. Para maximizar el uso, el rendimiento y la vida de su unidad, lea completamente este manual, y familiarícese con los mandos y los accesorios antes de utilizarla.

Este manual contiene instrucciones de seguridad, manejo, mantenimiento y cuidado para los propietarios y operarios del equipo las de sistemas de electroterapia y de combinación.

Antes de administrar cualquier tratamiento a un paciente, los usuarios de este equipo deberán leer, entender y seguir la información incluida en este manual para cada modalidad de tratamiento disponible, así como las indicaciones, contraindicaciones, advertencias y precauciones. Consulte otros medios para información adicional con respecto a la aplicación de la electroterapia.

Descripción del Producto

3

El STIM 1 es un sistema de electroterapia de dos canales.

Permanezca al corriente de los últimos avances clínicos en el campo de la electroterapia. Respete todas las medidas preventivas de aplicación para el tratamiento.

Manténgase informado de las indicaciones y contraindicaciones apropiadas para el uso de electroterapia.

Este equipo sólo se debe usar y vender bajo la prescripción y supervisión de un profesional autorizado.

Indicaciones de la Electroterapia:

Alivio del dolor: libera y descarga los puntos activos, puntos doloridos, dolor crónico, dolor agudo, dolor autónomo.

Influencia en la forma del músculo: relaja, estimula, fortalece y estira el tejido muscular; rehabilita el músculo en el postoperatorio, atrofia por no utilización, incontinencia urinaria.

Aumento en la circulación local

Cicatrización de heridas: estimulación del metabolismo de las células locales, iontoforesis

Influencia en la función autónoma

Contraindicaciones de la Electroterapia:

Malignidad, tumores

Infección aguda o sepsis

Inflamación aguda (cuidado)

Embarazo

Trombosis venosa profunda, flebitis, varices

Enfermedad arterial, insuficiencia circulatoria

Pérdida de sensibilidad

No usar Electroterapia:

Sobre los ojos

Sobre los órganos reproductores

Durante el embarazo

Sobre epífisis abiertas en niños

Sobre un marcapasos

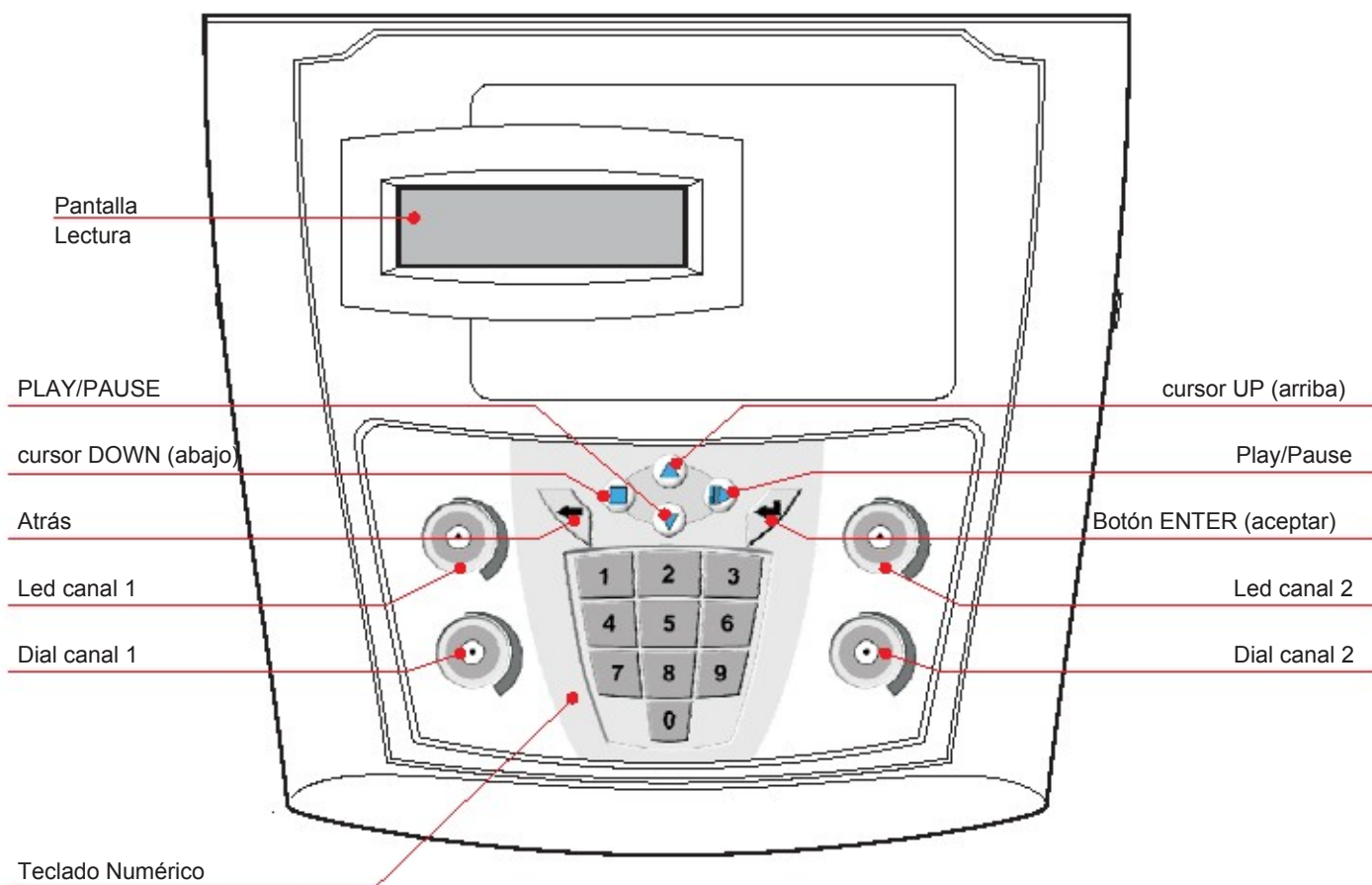
Sobre una lámina abierta (después de una laminectomía; espina bífida)

Sobre endoprótesis superficial o implante metálico

Descripción del Producto

Indicadores y Controles

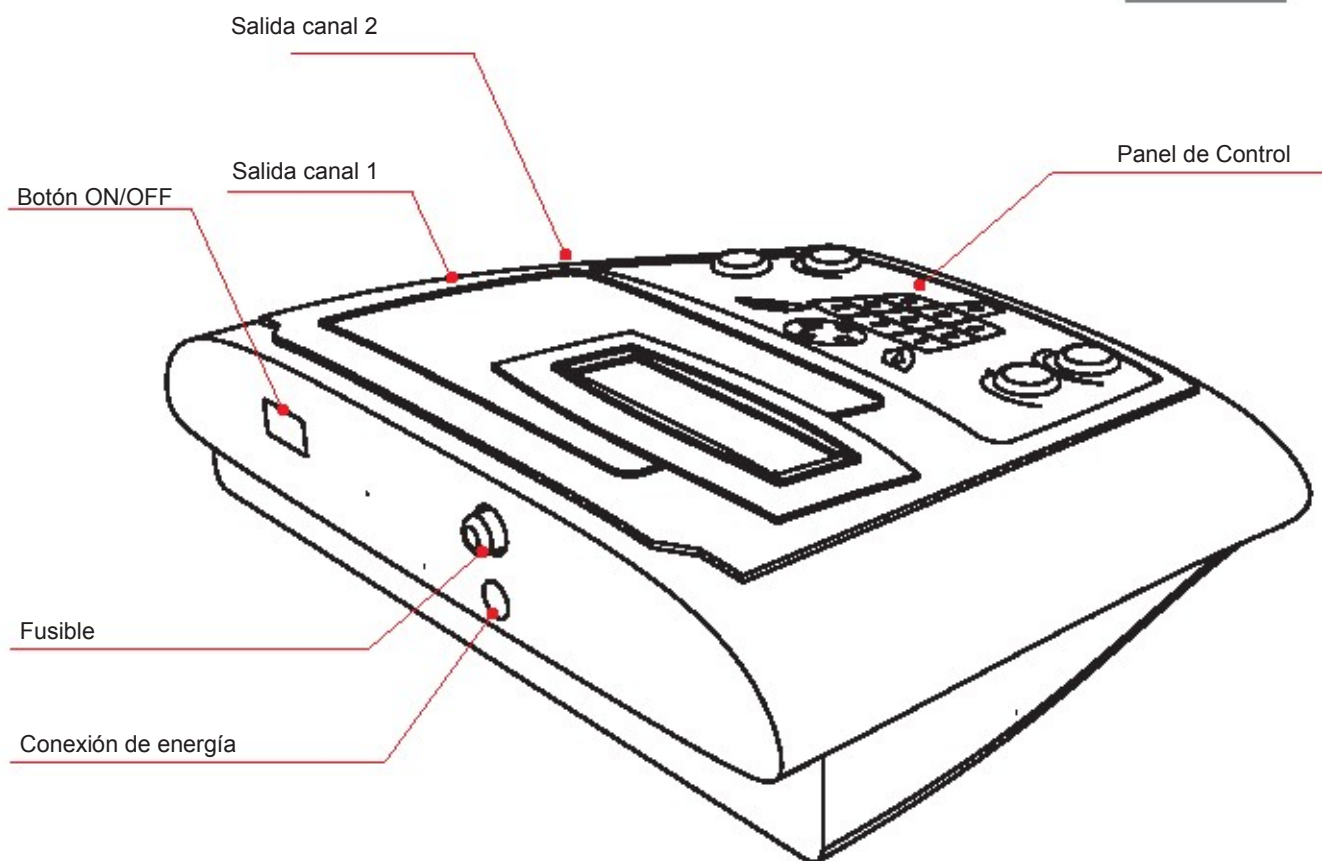
4



Descripción del Producto

Indicadores y Controles

4



Preparación para el uso

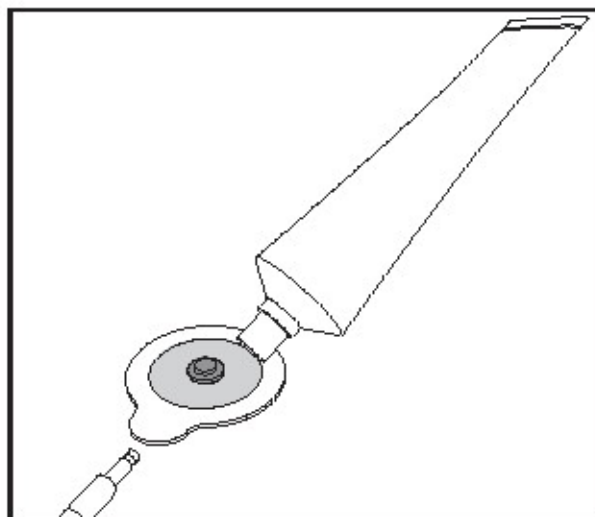
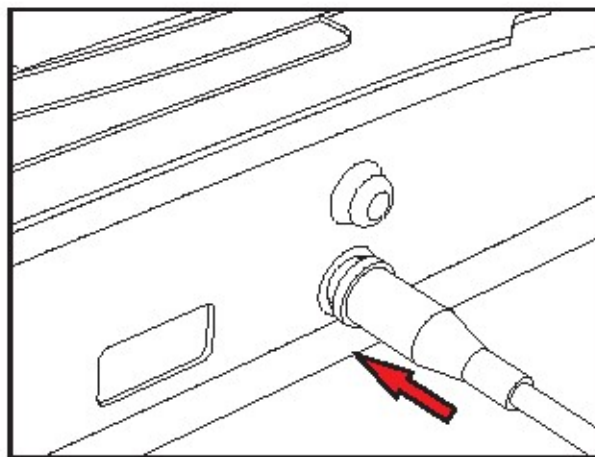
5

1. Observar las conexiones:
Asegúrese que la entrada de energía del equipo se encuentra conectada y en buen estado.

2. Prepare la piel: antes de colocar los electrodos, asegúrese localizar el área indicada de acuerdo a las recomendaciones dadas por su fisioterapeuta. Bañe y seque la piel adecuadamente en cada punto de aplicación de los electrodos.

3. Prepare los electrodos: Aplique una capa delgada de gel en la cara de contacto del electrodo con la piel. Evite usar demasiado gel.

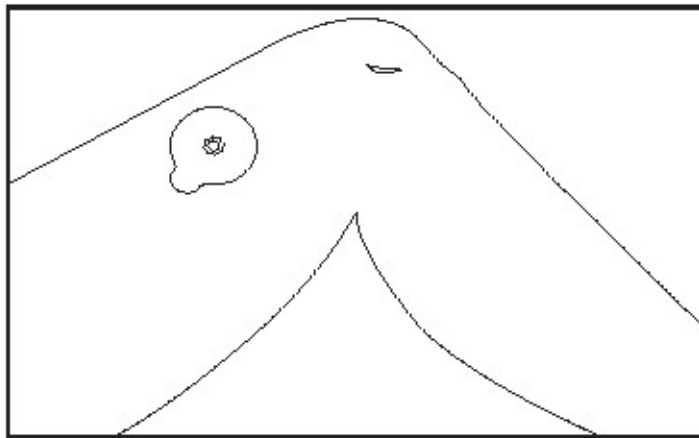
Nota: si está usando electrodos reutilizables, no siga la anterior recomendación.



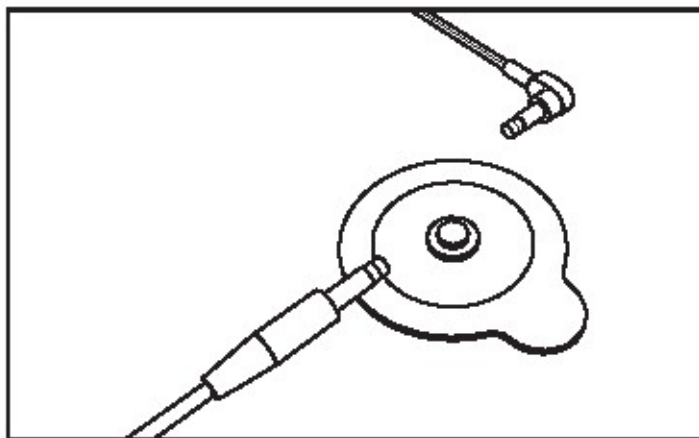
Preparación para el uso

5

4. Adhiera el electrodo: El electrodo puede ser adherido con cinta adhesiva. Asegurese que todos los lados queden bien tapados y que se encuentre firmemente pegada a la piel.



5. Conexión de los electrodos: inserte el conector de salida al punto de salida del Electroestimulador. Conecte los pines en el extremo de los electrodos.

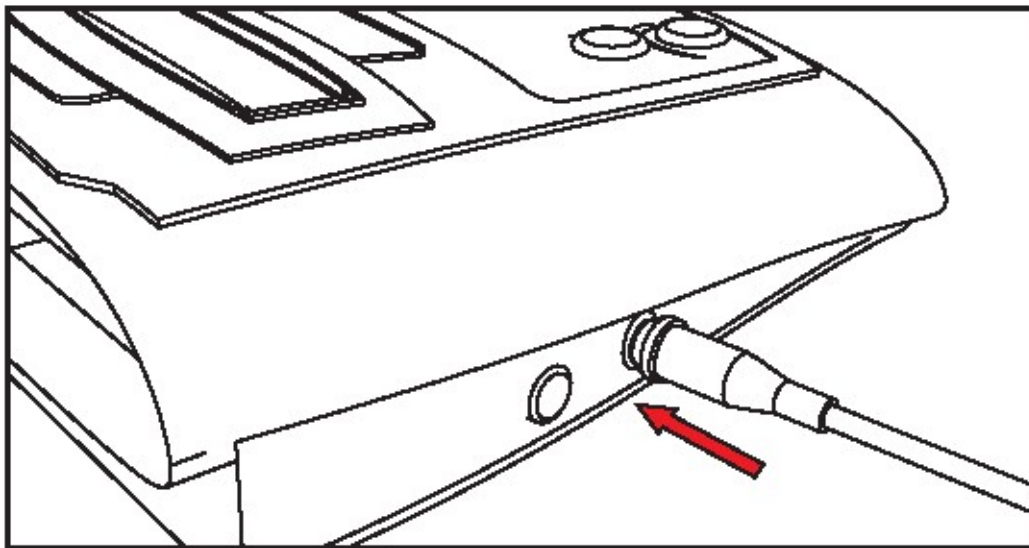


Instrucciones de Uso

6

6. Inserte el extremo del cable al el conector del electrodo tal como se muestra en la figura. Cuando lo conecte o desconecte, evite halar del cable para no dañarlo. Dependiendo de la forma que tienen algunos electrodos, es mejor hacer la conexión antes de pegarlo a la piel.

7. La sesión en la que opera el equipo es ajustable entre 1 y 60 minutos.



8. Ajuste los controles. Asegúrese que la amplitud de los canales 1 al 4 se encuentren en la posición de apagado.

9. Conecte el o los cables de los electrodos que vaya a usar a los puntos de salida del ELECTROESTIMULADOR.

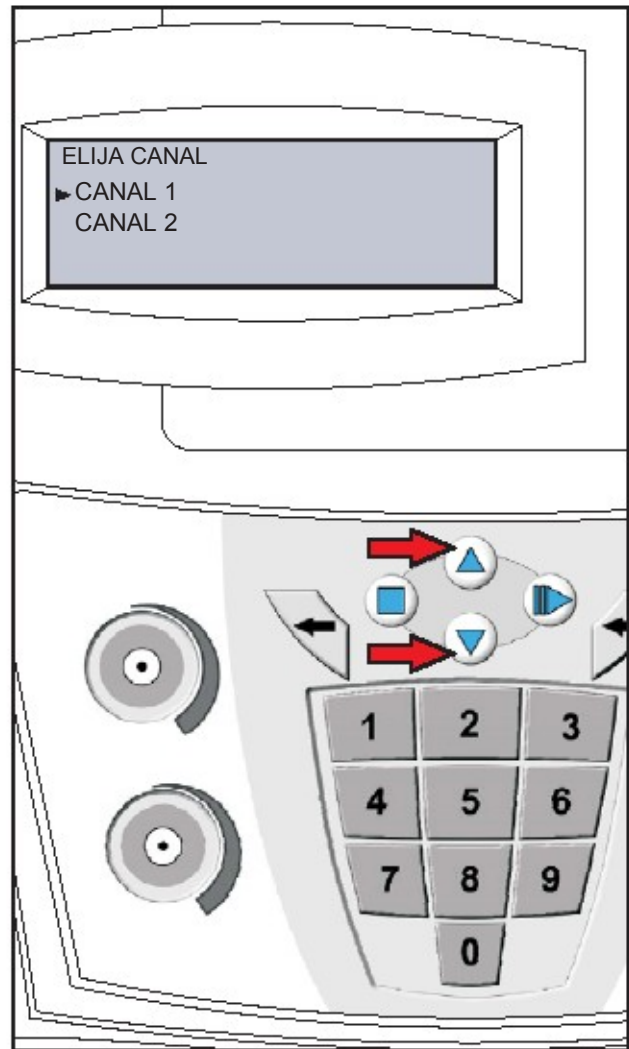
Instrucciones de Uso

6

10. Encienda el equipo moviendo hacia el switch de encendido (ON OFF) ubicado en la parte posterior del equipo.

11. Inmediatamente aparecerá la primera pantalla en la que se puede seleccionar el canal en el que se desea operar.

12. Utilice los cursores (UP / DOWN) para situarse sobre el canal requerido y seguidamente oprima ENTER.



Instrucciones de Uso

6

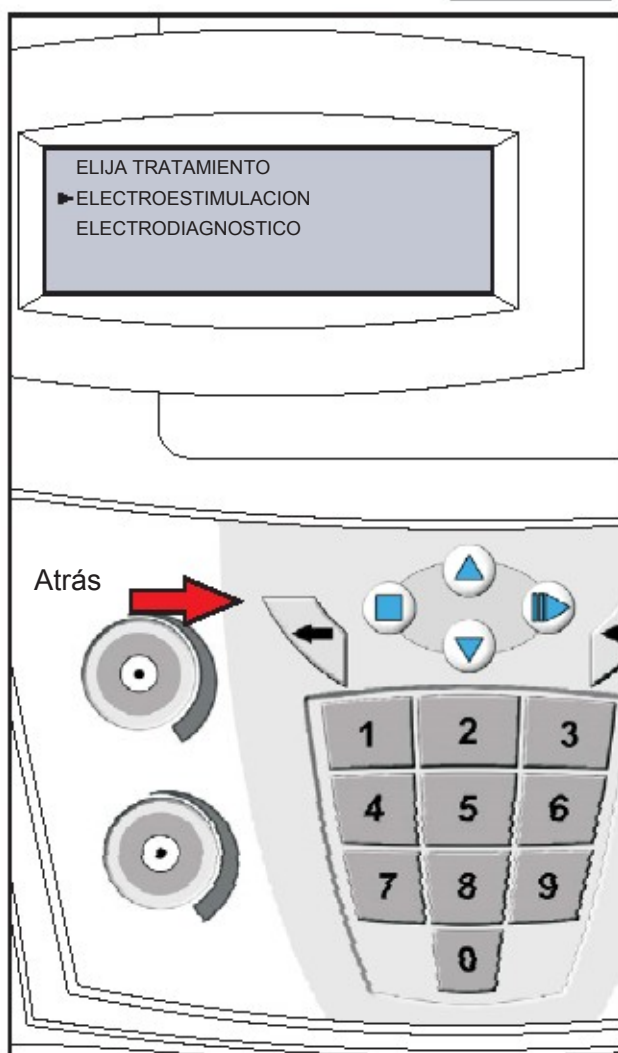
13. Seleccionar por medio de los cursores (UP - DOWN) el tratamiento que se desea aplicar:

= ELECTROESTIMULACION
= ELECTRODIAGNOSTICO

14. Una vez seleccionado cualquiera de los 2 tratamientos, se debe oprimir la tecla ENTER para acceder a sus parámetros.

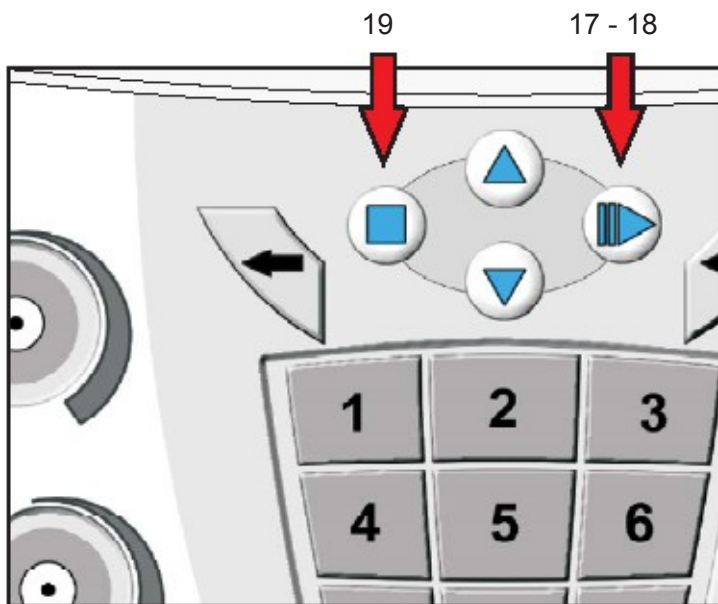
15. Cada uno de los tratamientos tienen diferentes tipos de parámetros como se mostrarán detalladamente mas adelante.

16. Si por algún motivo fue seleccionado o ingresado un parámetro de forma errónea, se puede corregir usando la tecla ATRÁS con la que se vuelve a la pantalla anterior.



Instrucciones de Uso

6



17. Una vez sean seleccionados todos los parámetros de la terapia se debe presionar PLAY/PAUSE para iniciar la sesión después aparecerá una pantalla de confirmación de la sesión el cual se iniciara con la tecla enter.

18. La terapia puede ser pausada en cualquier momento oprimiendo el botón PLAY/PAUSE, y puede ser reiniciada de la misma manera.

19. La terapia abortada presionando el botón STOP.

20. Si desea iniciar otro terapia aborte con el botón STOP y presione la tecla ENTER.

Instrucciones de Uso

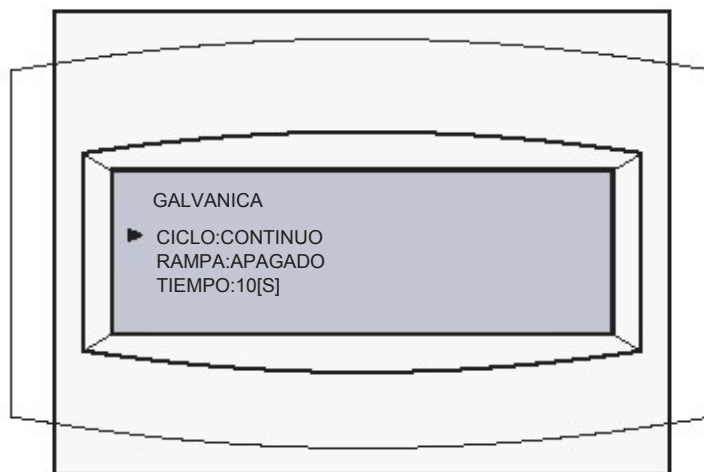
6

Tratamiento Galvánica

20. El modo de operación GALVÁNICA del equipo requiere de tres parámetros de configuración. Ciclo, Rampa y Tiempo, a los que se debe acceder oprimiendo ENTER en cada uno de los que indique el cursor.

21. El ciclo del tratamiento permite controlar el tiempo activo e inactivo de la señal galvánica, y se puede seleccionar entre seis valores que se encuentran predeterminados (5/5 4/12 10/10 10/20 10/30 modo Continuo).

22. El parámetro Rampa permite añadir al inicio de cada señal de estímulo un incremento en intensidad de forma gradual, hasta llegar al 100% del valor final. Este parámetro es usado para ayudar en la aceptación de la señal en el paciente y así lograr que el estímulo sea lo mas agradable posible. Este parámetro también tiene sus valores predeterminados y son seis (Apagado 0.5 seg, 1 seg, 2 seg, 3 seg, 5 seg).



Instrucciones de Uso

6

Tratamiento Farádica

El tratamiento FARÁDICA tiene los siguientes parámetros

Amplitud	0 - 120 mA pico
Tiempo de tratamiento	0 - 60 minutos
Ciclo de tratamiento	5/5, 4/12, 10/10, 10/20, 10/30 y continuo.
Forma de Onda	Cuadrada, Triangular, Exponencial, Sierra
Ancho del pulso	Ajustable entre 60 μ seg y 1000 μ seg.
Frecuencia	Ajustable entre 1 y 100 Hz.

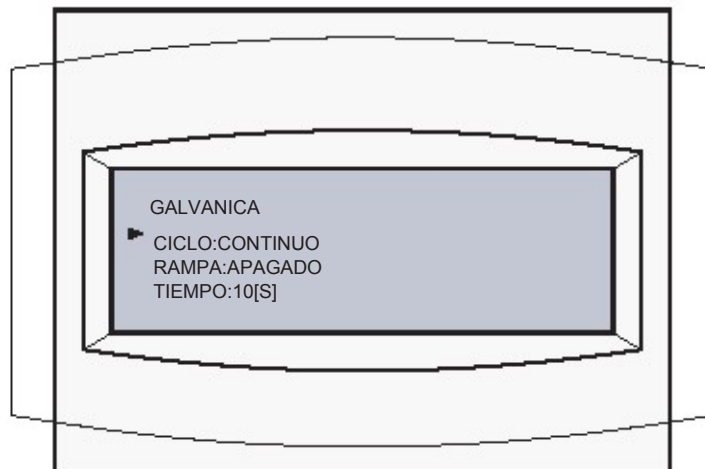
Tratamiento Bifásica

El tratamiento BIFÁSICA tiene los siguientes parámetros

Amplitud	0 - 120 mA pico
Tiempo de tratamiento	0 - 60 minutos
Ciclo de tratamiento	5/5, 4/12, 10/10, 10/20, 10/30 y continuo.
Rampa	0.5, 1, 2, 3, 5 segundos y apagado.
Forma de Onda	Cuadrada, Triangular, Exponencial, Sierra
Ancho del pulso	Ajustable entre 60 μ seg y 1000 μ seg.
Intervalo Inter pulsátil	Ajustable entre 0 y 1000 μ seg.
Frecuencia	Ajustable entre 1 y 100 Hz

Tratamiento Galvánica

23. El tiempo de tratamiento es seleccionado siempre por el usuario y tiene algunos valores fijos aunque este permite la selección de un valor específico deseado por el usuario colocando el cursor en “otro”.



El tratamiento GALVÁNICA tiene los siguientes parámetros

Amplitud	0 30 mA a una carga de 1k Ω
Tiempo de tratamiento	0 60 minutos
Ciclo de tratamiento	5/5, 4/12, 10/10, 10/20, 10/30 y continuo
Rampa	0.5, 1, 2, 3, 5 segundos y apagado
Disponibilidad.	Disponible en todos los canales.

Solución de Problemas

7

Si el equipo no parece estar operando correctamente, atienda la siguiente tabla de sugerencias para determinar el punto de mal funcionamiento. Si ninguna de las medidas tomadas resuelve el problema, entonces necesitará nuestro servicio técnico.

- La luces de los canales pueden indicar que el equipo está encendido pero no funciona por lo tanto se recomienda colocar los diales de salida a la mínima posición y luego por favor apague el equipo y enciéndalo nuevamente.

Fíjese en toda la posición de todos los controles. ¿Está usted acatando correctamente las instrucciones dadas por su medico?

¿Están los electrodos colocados en la posición correcta?

Observe los cables de los electrodos y asegúrese que están firmemente conectados.

Asegúrese que está utilizando la cantidad apropiada de gel. Mucha o poca cantidad puede causar problemas.

Cambie los cables de los electrodos si observa roturas.

- No está encendido el equipo o se apaga antes de finalizar el tratamiento contacte al servicio tecnico.

- Ninguno de las luces de indicación se enciende.

Para obtener servicio, contacte el servicio técnico.