



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
ELÉCTRICA – SISTEMAS ELECTRÓNICOS

DESARROLLO DE UN ELECTRO ESTIMULADOR DE MECANORRECEPTORES
CUTÁNEOS DE LA MANO HUMANA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ING. MANUEL TONATIUH FIGUEROA VANEGAS

TUTORA PRINCIPAL
DRA. FATIMA MOUMTADI
FACULTAD DE INGENIERÍA, UNAM.

MÉXICO, D.F. AGOSTO DE 2017

JURADO ASIGNADO.

Presidente: Dra. Mejía Uriarte Elsi Violeta
Secretario: Dr. Martínez López José Ismael
Vocal: Dra. Moumtadi Fatima
1er. Suplente: Dr. De La Rosa Nieves Saúl
2º Suplente: Dr. Peña Cabrera Juan Mario

Ciudad Universitaria, Ciudad de México.

TUTOR DE TESIS:

DRA. FATIMA MOUMTADI

FIRMA

La ciencia puede divertirnos y fascinarnos,
pero es la Ingeniería la que cambia el mundo.

Isaac Asimov

AGRADECIMIENTOS.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por de nuevo brindarme la oportunidad de crecer y desarrollarme profesionalmente.

A mi Tutora Dra. Fatima Moumtadi por su apoyo y profesionalismo en el desarrollo del presente trabajo como en mi paso por la maestría, y a los profesores de Sistemas Electrónicos por transmitir su conocimiento.

A la Coordinación de Estudio de Posgrado (CEP) de la UNAM y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico brindado.

Al Dr. Luis Alonso Lemus Sandoval y el Instituto de Fisiología Celular de la UNAM por el apoyo académico y facilitar sus instalaciones para el desarrollo de este proyecto.

Al M. I. Salvador Rodríguez Lozano del laboratorio de electrónica del CCADET y al departamento de dibujo de la misma institución por su apoyo en el diseño y construcción del Pad.

A mis padres y familia porque siempre a través de su ejemplo y apoyo me permiten ser mejor cada día.

A ti Anny que siempre has estado para quererme y cuidarme incondicionalmente porque tú eres mi fuerza y alegría. Te Amo con todo mi ser.

RESUMEN.

En el presente trabajo se desarrolla un dispositivo de estimulación eléctrica que permite activar simultáneamente varios campos receptivos de las yemas de los dedos, en los llamados mecanorreceptores, de manera que genera en los dedos humanos adultos percepciones táctiles que a una mayor intensidad pueden generar sensación de volumen (profundidad). Se investiga y desarrolla una señal eléctrica específica (señal *flutter*) para obtener estimulación táctil, con ese fin se evalúa el diseño físico y eléctrico propuesto del dispositivo con la intención de caracterizar la señal eléctrica a través de pruebas psicofísicas donde se obtienen los umbrales de frecuencia, voltaje, y corriente para la activación de células mecanorreceptoras.

ÍNDICE

Agradecimientos	4
Resumen	5
Introducción	10
• Objetivo	
• Justificación	
• Antecedentes	
Capítulo 1. Sistema Somatosensorial	14
1.1 Sistema Nervioso Central	14
1.2 Definición de Sistema Somatosensorial	18
1.3 Células Mecanorreceptoras	23
1.4 Corpúsculos de Meissner	27
1.5 Corpúsculos de Pacini	27
1.6 Transducción en Mecanorreceptores	28
Capítulo 2. Estimulación Eléctrica	29
2.1 Antecedentes	29
2.2 Componentes físicos principales	33
2.2.1 Frecuencia	33
2.2.2 Corriente y Tensión	34
2.2.3 Forma de Onda	36
Capítulo 3. Diseño de Electroestimulador	41
3.1 Diseño del Sistema	41
3.1.1 Diagrama General	44

3.1.2 Diagrama de Bloques Funcionales	45
3.2 Diseño y Configuración de la Señal	46
3.3 Diseño Eléctrico-Electrónico	49
3.3.1 Etapa de Control	49
3.3.2 Etapa de Potencia	51
3.4 Interfaz Gráfica y de Control	53
3.5 Desarrollo de Pad	55
3.5.1 Diseño.	56
3.5.2 Construcción	57
Capítulo 4. Integración e Implementación	59
4.1 Componentes	59
4.2 Integración del sistema	60
4.3 Implementación	63
4.3.1 En equipo de medición (Osciloscopio)	64
4.3.2 En humano adulto	65
Capítulo 5. Experimentación y Análisis de resultados	68
5.1 Pruebas Psicofísicas	68
5.2 Análisis Estadístico	69
5.2.1 Método Weber- Fechner.	69
5.2.2 Análisis y Resultados	71
Conclusiones	76
Trabajo a Futuro.	78
Referencias	79
Anexos	84
Anexo 1. Hoja de Datos Zener NTE5060A	84
Anexo 2. Acrónimos	87

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1.1	Sistema Nervioso, técnica de plastinación	15
Figura 1.2	Esquemático del Sistema Nervioso Central	16
Figura 1.3	Lóbulos del cerebro humano	17
Figura 1.4	Ubicación corteza somatosensorial en corteza cerebral	18
Figura 1.5	Conectividad de Sistema Somatosensorial	20
Figura 1.6	Homúnculo de Sistema Somatosensorial	22
Figura 1.7	Mecanorreceptores en piel humana.	24
Figura 1.8	Receptores somatosensoriales en mamíferos	26
Figura 1.9	Mecanotransducción.	28
Figura 2.1	Modelado de potencial de membrana en la piel	30
Figura 2.2	Variables de forma de onda electrotáctil	32
Figura 2.3	Intensidad de corriente	34
Figura 2.4	Trenes de impulsos	37
Figura 2.5	Señales alternas	38
Figura 2.6	Señales interferenciales	38
Figura 3.1	Diseño Conceptual	43
Figura 3.2	Diseño General del Dispositivo	44
Figura 3.3	Bloques funcionales del Dispositivo	45
Figura 3.4	Señal Flutter	46

Figura 3.5	Construcción de Señal	47
Figura 3.6	Señal resultante a 30 Hz	48
Figura 3.7	Circuito de Control	50
Figura 3.8	Fuentes de Tensión en Serie	52
Figura 3.9	Transformador conectado a puente de diodos para simetría . .	53
Figura 3.10	Interfaz gráfica 1	54
Figura 3.11	Interfaz gráfica 2	55
Figura 3.12	Diseño de electrodos Kaczmareck	56
Figura 3.13	PCB con técnica CNC.	58
Figura 4.1	Componentes Principales	59
Figura 4.2	Integración etapa de potencia	61
Figura 4.3	Señalamiento de conexión con etapa de control	63
Figura 4.4	Integración del sistema con osciloscopio	64
Figura 4.5	Ejemplo de medición voltaje pico a pico	65
Figura 4.6	Interfaz gráfica de psicofísica.	66
Figura 5.1.	Curva psicofísica	70
Figura 5.2	Curva psicofísica electroestimulador	72
Figura 5.3	Curva psicofísica con ajustes estadísticos.	74

INTRODUCCIÓN.

La habilidad de los organismos para percibir el entorno que los rodea, es fundamental para interpretar el mundo físico en el cual está inmerso, por tanto los estímulos y la interpretación de los mismos es sumamente importante en los procesos fisiológicos [1]. En el caso de los humanos y varios mamíferos, la interpretación de las sensaciones táctiles se da por el sistema somatosensorial, directamente en las neuronas aferentes primarias, el cual proyecta largos axones a células especializadas en estímulos mecánicos [1], los llamados mecanorreceptores. Hay diferentes tipos de neuronas mecanosensoriales, que presentan diferentes umbrales de activación y codificación, dependiendo el tipo de señal que transduce el estímulo mecánico [2].

Es en este afán que la investigación y desarrollo de nuevas propuestas de estimulación táctil tengan un campo amplio de mejora pues aunque ha habido propuestas interesantes para generar estimulación pocas de ellas han explorado la electroestimulación [10 y 11] siendo una posibilidad que nos permiten probar más efectos táctiles, por la modificación en sus parámetros, que en el caso de una estimulación mecánica.

En el presente trabajo de investigación se explora la idea de estimulación electrotáctil desde el enfoque de una señal dedicada basada en las características fisiológicas de las células mecanosensoriales (mecanorreceptores) y su modelado RC en paralelo, bajo un efecto utilizado en la investigación táctil mecánica tradicional [33, 34, 35 y 36] el llamado efecto *flutter* (semicontinuidad táctil). Donde, aprovechando el fenómeno de despolarización y repolarización de la membrana celular [1] junto con la reducción de impedancia en el circuito RC en paralelo (debido a la alta

frecuencia) se usa una señal interferencial bifásica de tipo *flutter* para generar sensaciones táctiles artificiales.

Por otra parte, para el diseño del dispositivo se selecciona un grupo representativo humano (adultos de 20 a 30 años) sin padecimientos clínicos o daños en nervios de tipo táctil; con el fin de poder realizar dicho dispositivo bajo las mejores condiciones fisiológicas de investigación.

En el desarrollo del dispositivo se resuelven los parámetros de diseño dados por el tipo de señal electrotáctil a implementar y el modelo RC en paralelo de la membrana celular; con lo que se construye un dispositivo formado por dos etapas potencia y control siendo esta última donde se ingresa dicha señal que al ser tratada en el dispositivo produce una señal capaz de activar las sensaciones táctiles de forma artificial. Por último, se prueba el dispositivo a través de una tarea cognitiva donde se busca encontrar los umbrales de activación en frecuencia de la señal electrotáctil por medio de una curva psicofísica y compararla con los resultados antes obtenidos en investigaciones táctiles mecánicas usando el efecto *flutter* [33].

OBJETIVO

Desarrollar un electro estimador cutáneo de la mano humana para la generación de percepción táctil a través de la activación de células sensoriales o mecanorreceptores. La activación de campos receptivos provenientes de los mecanorreceptores en las yemas de los dedos se lleva a cabo en humanos adultos de entre 20 y 30 años.

Para ello se busca cumplir con los siguientes objetivos específicos:

- Implementar una señal eléctrica (señal *flutter*) capaz de activar campos receptivos en las yemas de los dedos humanos.

- Desarrollar un Pad (tapete) de un electrodo al centro para la mejor transferencia de la señal eléctrica.
- Generar la sensación artificial de estimulación mecánica.
- Obtener un hardware y software que permita experimentar con ciertos parámetros de la señal como frecuencia y amplitud.

JUSTIFICACIÓN

La realización del presente trabajo, se centra en la capacidad de inducir sensaciones táctiles en la piel del dedo humano utilizando un Pad eléctrico, generando por tanto un dispositivo de estimulación electrotáctil o electrocutáneo. Además, el dispositivo no solo puede ser usado con fines de investigación, sino también como una innovación en terapias de microestimulación eléctrica cuando haya daños a nervios somatosensoriales de la mano humana, como son neuropatías periféricas y enfermedades neurodegenerativas [12]. También se tiene el potencial de ser usado como un dispositivo enriquecedor para ambientes virtuales, ya sea de forma lúdica o académica.

ANTECEDENTES

Se cree que la propiocepción es la responsable de la percepción de volumen [7], la cual se refiere a la interpretación de la posición del cuerpo a través de las terminales nerviosas, ejemplo los músculos. En este trabajo se infiere que la estimulación en mecanorreceptores y no solo propioceptores ayuda a identificar volumen y/o bordes de una superficie; que al permanecer constantes y con la suma de campos receptivos adecuados se pueden generar este tipo de sensaciones ya sea de forma parcial o completa.

El desarrollo de la estimulación eléctrica en la piel humana comprende trabajos completos del comportamiento de corriente y voltaje al ser introducidos en sujetos de estudio, estableciendo umbrales mínimos y máximos de estimulación a tomar en cuenta cuando en la piel se hacen circular corrientes eléctricas, dichos valores de tolerancia se encuentran entre 1 a 10 mA [8] y en voltaje se pueden observar modelos más completos ($V(t) = V_m(1 - e^{-t/\tau})$) que permiten predecir el comportamiento de la piel al variar dicha magnitud [9]. Sin embargo, a pesar de que existen estudios mioeléctricos [29] basados en el diseño o forma de la señal, principalmente en terapias de activación en grupos musculares o relajación de los mismos, son pocos los trabajos que van más allá de probar señales sinusoidales o trenes de pulsos para activar sensaciones somatosensoriales.

Se observa entonces que, para poder generar electroestimulación táctil que logre percepción de volumen, como profundidad, es necesario diseñar un tipo de señal con base en las características físicas de activación de los mecanorreceptores referidas en frecuencia, amperaje, voltaje, corriente y señal de activación. Obteniendo un mayor grado de percepción por medio de un diseño eficiente de la señal, haciendo perceptible en los sujetos la estimulación y permitiendo la experimentación con algunas características de la señal (i.e. frecuencia y voltaje), logrando así establecer umbrales que sirvan para generar un control automático de ajuste de la impedancia debida a los cambios en la piel de los sujetos.

CAPÍTULO I. SISTEMA SOMATOSENSORIAL.

El estudio constante del cuerpo humano y organismos parecidos ha llevado a entender cómo es que el ser humano interactúa con el medio y de la existencia de sistemas complejos que desde sus componentes más simples permiten controlar el cuerpo e interpretar los múltiples estímulos que de manera continua generan información, la cual debe ser procesada, almacenada y a partir de esta información generar reacciones que nos faciliten nuestra existencia.

1.1 SISTEMA NERVIOSO CENTRAL.

La comunicación celular por excelencia depende del intercambio químico y eléctrico que ocurra entre células contiguas que es transmitido de un grupo celular a otro generando incluso intercambio de información entre distintos tejidos. El sistema nervioso es el encargado de éste flujo de información pues recibe e integra la misma para generar una respuesta autónoma e inmediata y/o de alto nivel que involucren procesos cognitivos, siendo entonces la división del sistema nervioso en sistema nervioso central y sistema nervioso periférico.

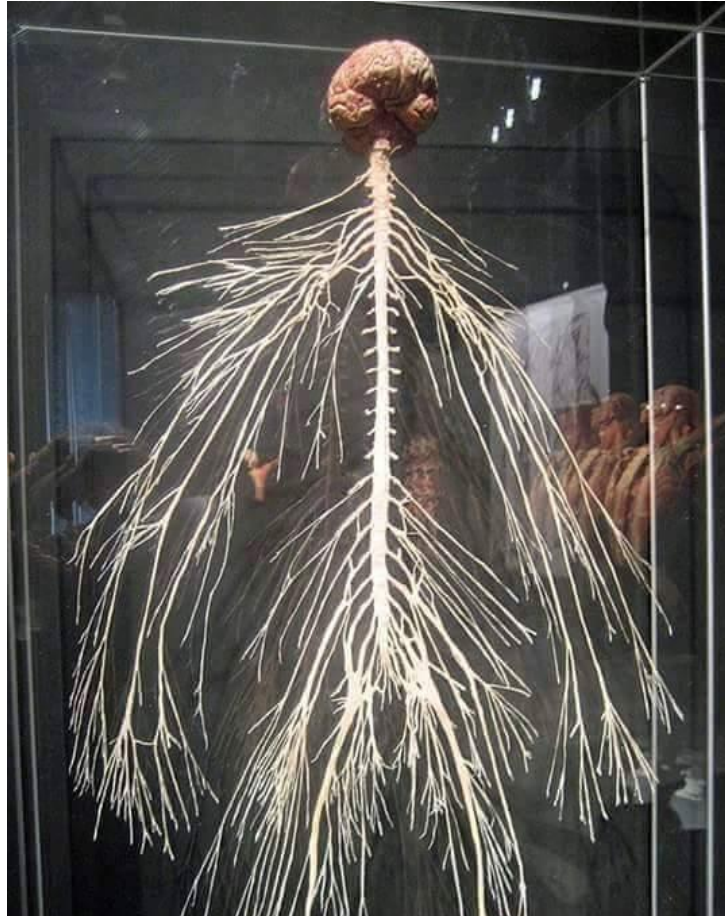


Figura 1.1 Sistema Nervioso, técnica de plastinación. [13]

En el caso de los vertebrados se observa la constitución de una médula espinal que permite la transmisión de señales eléctricas desde el cerebro y hasta células especializadas en la detección de señales de diferentes tejidos (i.e. grupos musculares).

El sistema nervioso central se podría definir desde un punto de vista fisiológico como al conjunto de los centros y vías nerviosas reunidos en el encéfalo y en la médula espinal. Está conectado con los diversos órganos por intermedio del sistema nervioso periférico, formado por nervios craneales y espinales [14].

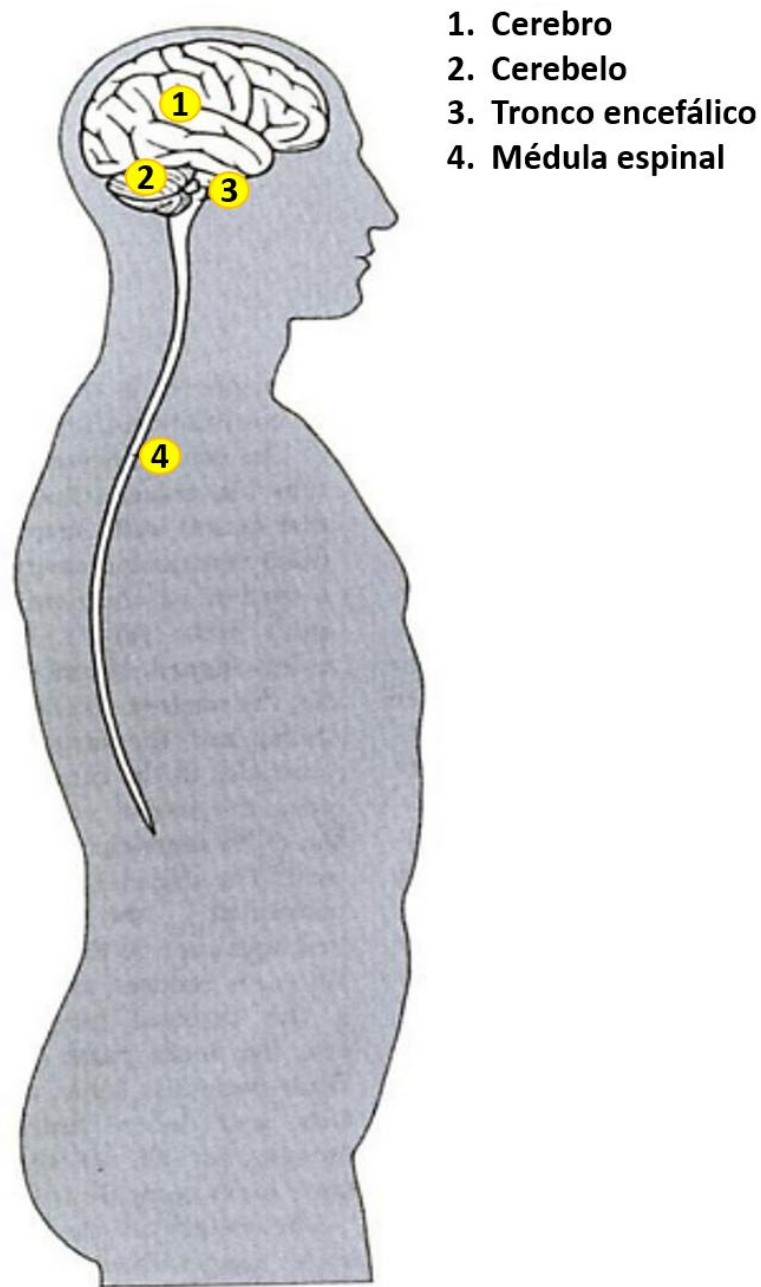


Figura 1.2 Esquemático Sistema Nervioso Central. [15]

También para poder lograr una mejor transmisión de la señal el sistema nervioso central crea capas alternantes de neuronas para obtener y permitir la mayor eficiencia de las conexiones sinápticas. [16]

Al mencionar el sistema nervioso central es necesario ubicar los diferentes hemisferios de la corteza cerebral y en especial donde se encuentra concentrado el sistema somatosensorial para ser comprendido desde lo más elemental pues es donde se encuentra su control e interacción, siendo en una parte del encéfalo donde se concentra dicho sistema. Los hemisferios cerebrales se dividen en: lóbulo frontal, lóbulo parietal, lóbulo temporal y lóbulo occipital (Figura 1.3); donde se encuentra vinculado el sistema somatosensorial en la corteza somatosensorial primaria.

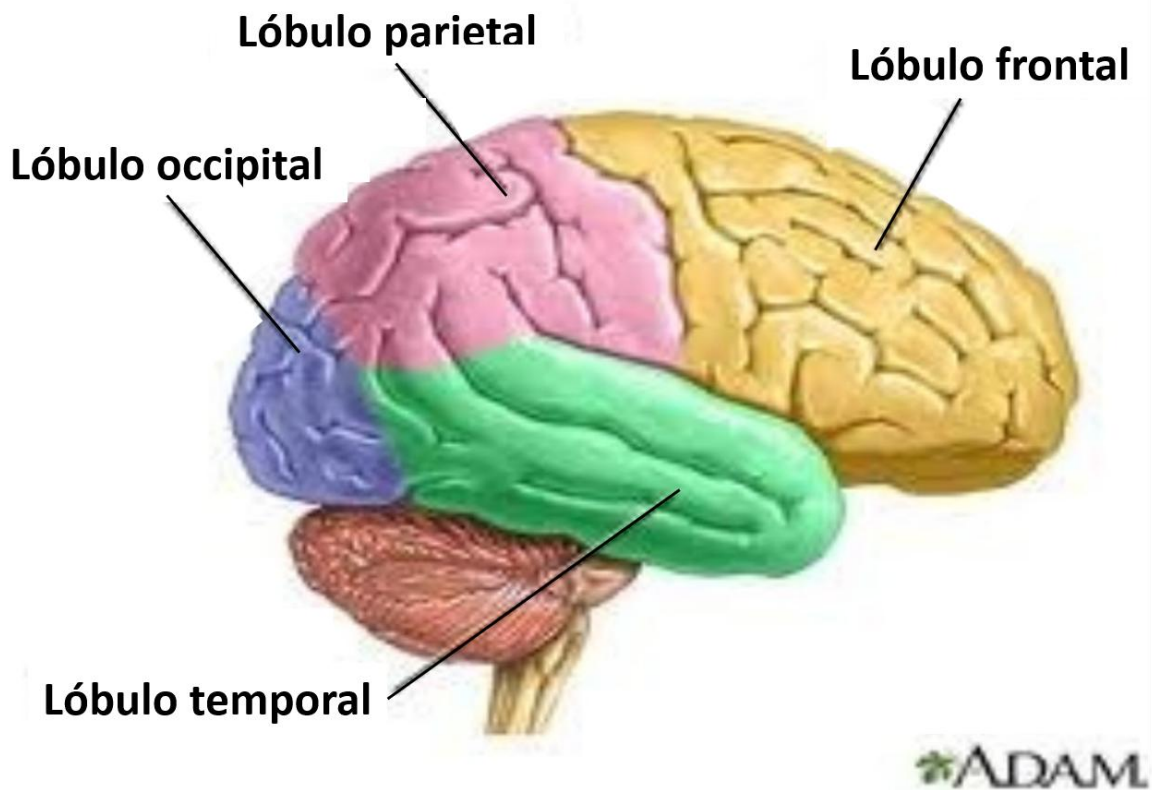


Figura 1.3 Lóbulos cerebro humano [17]

A su vez el cerebro humano está dividido por las áreas de especialización según las funciones que desempeña las llamadas cortezas cerebrales

siendo de interés para la presente investigación la corteza somatosensorial o sensorial (Figura 1.4)

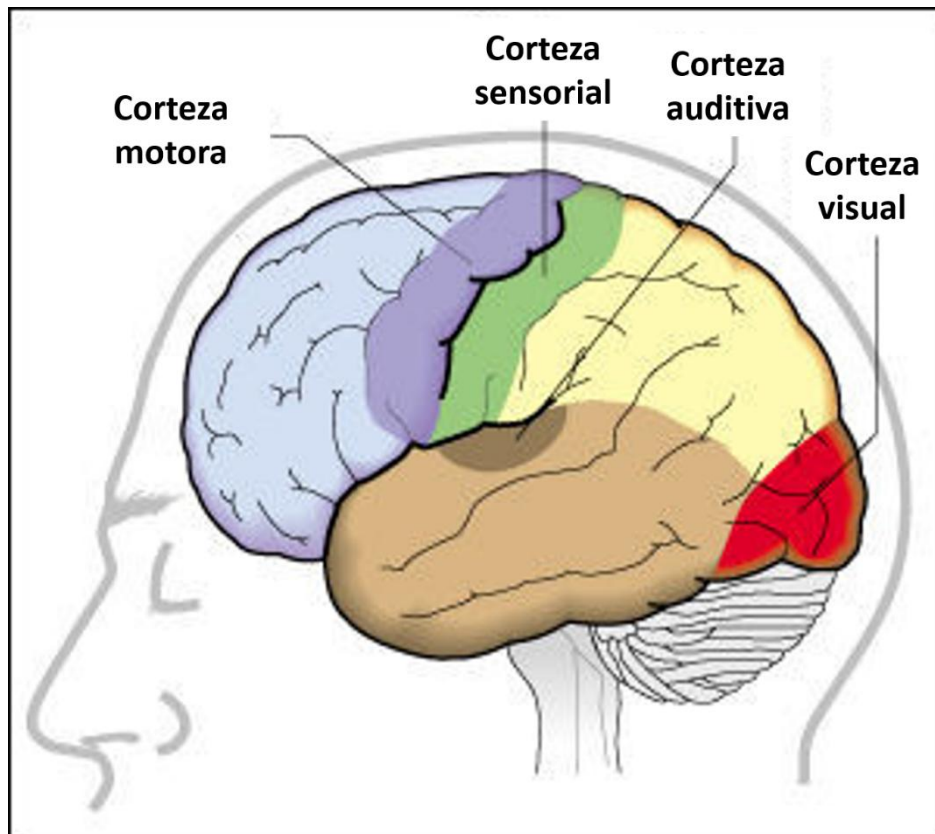


Figura 1.4 Ubicación corteza somatosensorial en corteza cerebral [18]

1.2 DEFINICIÓN DE SISTEMA SOMATOSENSORIAL

El sistema somatosensorial es el encargado de transducir diferentes modalidades de estímulos, provenientes tanto del interior del organismo como de su exterior, para ello usa diferentes receptores que no se concentran en un solo lugar sino que se encuentran repartidos en todo el cuerpo. Es por tanto, el sistema especializado en la percepción de diferentes sensaciones como el dolor, movimiento, tacto, temperatura, entre otros.

Los sistemas sensoriales están formados por series de neuronas que vinculan la periferia exterior o interior de nuestro cuerpo con la médula espinal, el tallo encefálico, el tálamo y la corteza cerebral [19].

El sistema cuenta con receptores sensoriales que transducen las señales físicas de los estímulos en señales eléctricas (potenciales de acción) transmitiendo desde el receptor y a través de procesos sinápticos hasta el área de la corteza somatosensorial especializada en dicho estímulo; este proceso recibe el nombre transducción sensorial (en el caso del tacto como mecanotransducción). Para ello el estímulo debe superar un umbral mínimo de activación el cual varía dependiendo del receptor sensorial y su grado de excitación al momento de estimular.

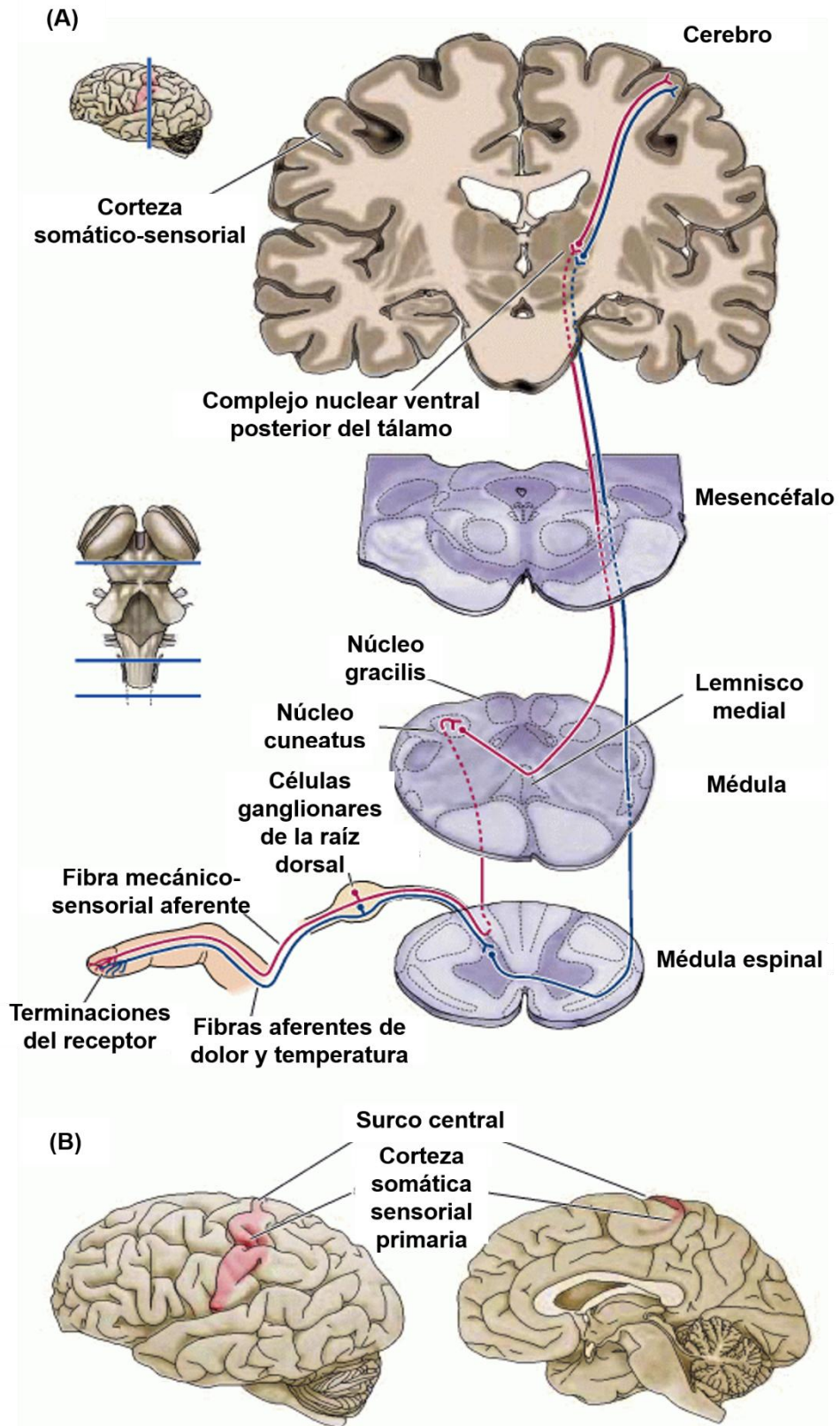


Figura 1.5 Conectividad de Sistema Somatosensorial [20].

Una de las clasificaciones de los receptores sensoriales es a través de la naturaleza física del estímulo entre los que se encuentran: mecanorreceptores, termorreceptores, nociceptores, fotoreceptores y quimiorreceptores.

La codificación sensorial es el proceso de transducción, transmisión y representación sensorial a través del sistema nervioso central hasta las áreas de especialización en la corteza cerebral [21] (i.e. representación de sistema somatosensorial), siendo las características de la codificación sensorial:

- Modalidad. Es el tipo de sensación percibida por el receptor sensorial, ligado a la especialidad del mismo.
- Intensidad. Es la amplitud con que es detectado un estímulo dependiente del número de receptores activados y el tiempo que persiste el estímulo.
- Duración. Ligado a la intensidad del estímulo y a la persistencia del mismo.
- Localización. Es la representación en la corteza somatosensorial de los receptores sensoriales localizados mayoritariamente en los tejidos periféricos del cuerpo que a su vez se basa en los campos receptores de las neuronas.

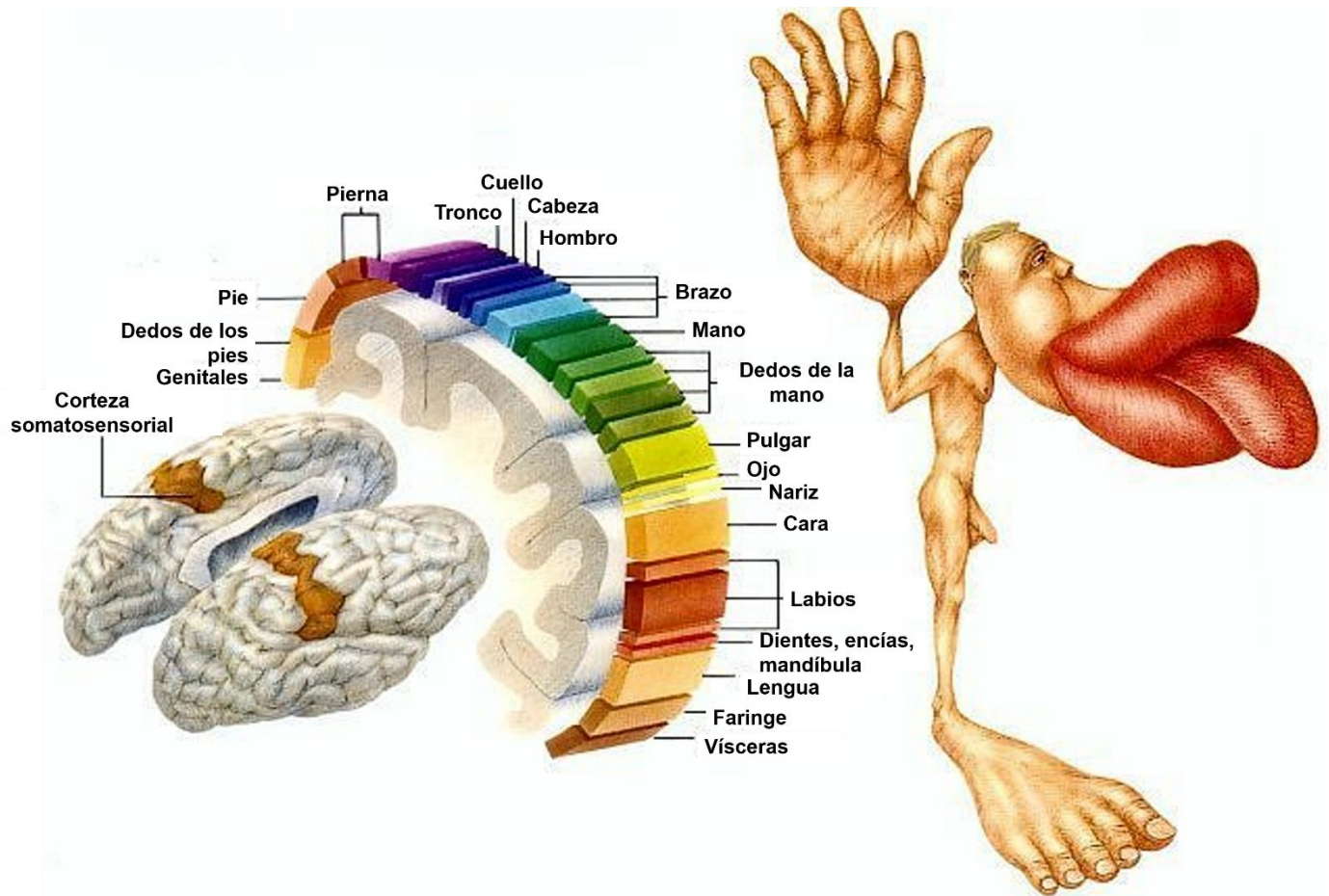


Figura1.6 Homúnculo de Sistema Somatosensorial [21].

Uno de los puntos importantes a es el campo receptor, el cual se define como:

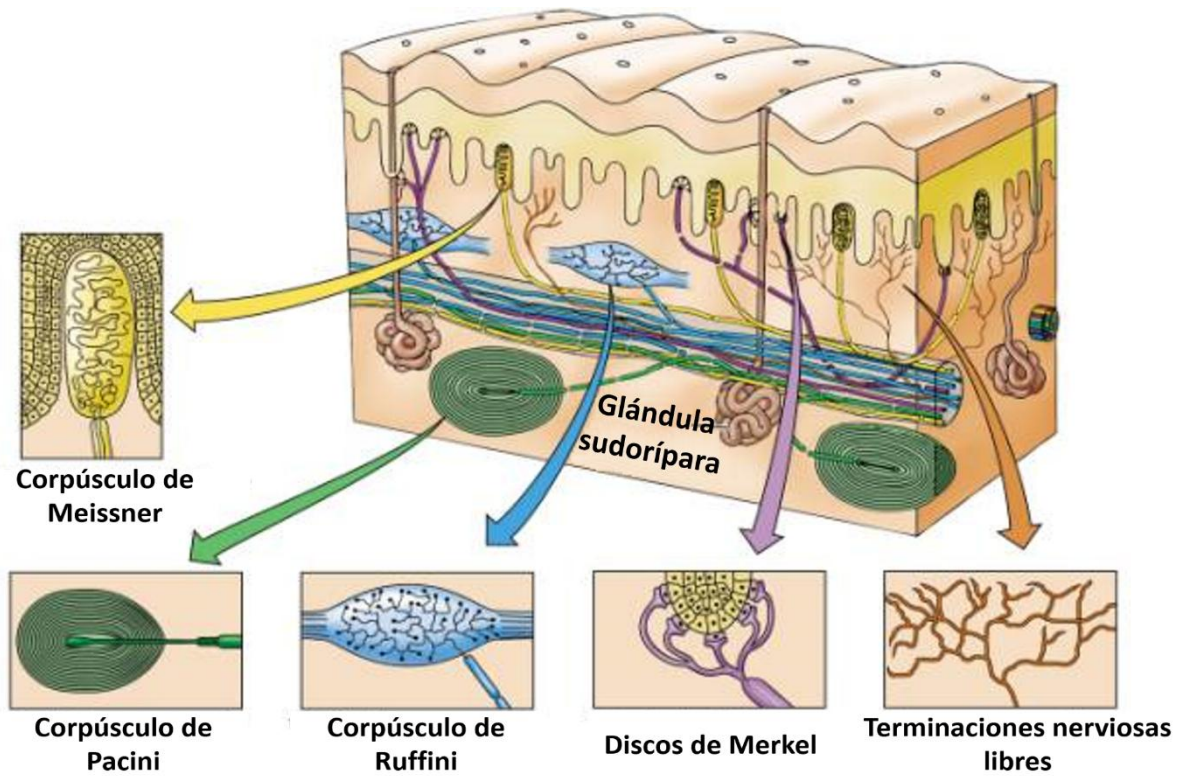
Área del cuerpo que al ser estimulada provoca la activación del receptor que le inerva. Entre sus propiedades están el tamaño y la densidad de los sensores. Campos receptores pequeños y con una densidad de sensores elevada indican una mayor precisión en la localización [22].

1.3 CÉLULAS MECANORRECEPTORAS.

La habilidad de los mecanorreceptores de detectar pequeños estímulos permite generar canales de mecanotransducción que transforma dichas fuerzas mecánicas en impulsos eléctricos y despolarizando los campos receptivos; haciendo que dichas señales se transmitan por el sistema nervioso central [1]. Los receptores funciona como un dispositivo de codificación muy selectivo capaces de extraer información de varios parámetros mecánicos y redirigirlos al sistema nervioso central dando una imagen periférica del entorno [1].

La presencia en los corpúsculos sensitivos de diferentes canales iónicos sugiere que están en la base de la mecanotransducción o al menos son necesarios para ella [12].

Los mecanorreceptores ubicados en la piel detectan un amplio rango de estímulos mecánicos siendo entonces los receptores somatosensoriales por excelencia los cutáneos. Entre los que destacan: los folículos de cabello, las células de Merkel, los corpúsculos de Meissner, los corpúsculos de Pacini, los corpúsculos de Ruffini y terminaciones nerviosas [3, 4].



a)

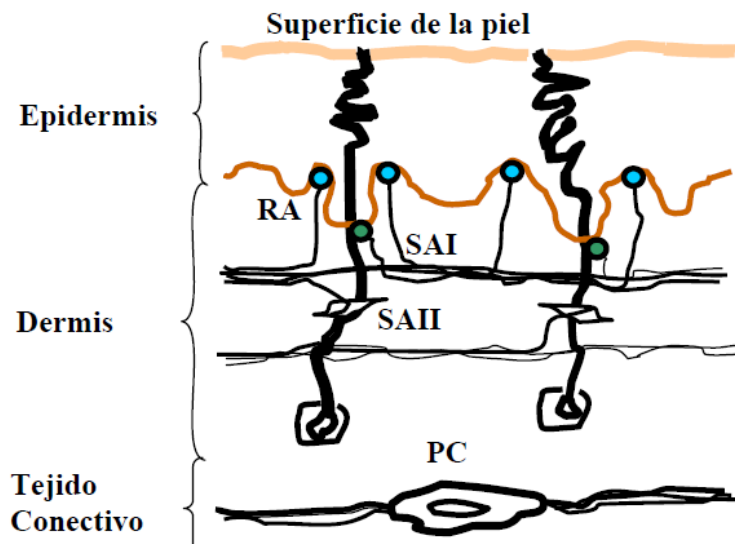


Fig. 1: Sección transversal de la piel humana.

RA: corpúsculo de Meissner, SAI: célula de Merkel, SAII terminal de Ruffini, PC: corpúsculo de Pacinian.

b)

Figura 1.7 Mecanorreceptores en piel humana a) [1] y b) [5].

En la tabla 1.1 se explica de forma sintetizada algunas de las características de los receptores somatosensoriales [5].

Tabla 1.1 Clasificación de Mecanorreceptores.

RECEPTORES SOMATOSENSORIALES		
MECANORRECEPTORES	CLASIFICACIÓN	FUNCIÓN PERCEPTUAL
Corpúsculos de Meissner	Adaptación rápida (RA) Umbral bajo (LT)	Vibración, velocidad y aceleración a bajo umbral de activación.
Células de Merkel	Adaptación lenta (SAI) Umbral bajo (LT)	Presión, intensidad y duración a bajo umbral de activación.
Corpúsculos de Pacini	Adaptación rápida (RA) Umbral bajo (LT)	Vibración, velocidad y aceleración a bajo umbral de activación.
Terminales de Ruffini	Adaptación Lenta (SAII) Umbral bajo (LT)	Posición a bajo umbral de activación.

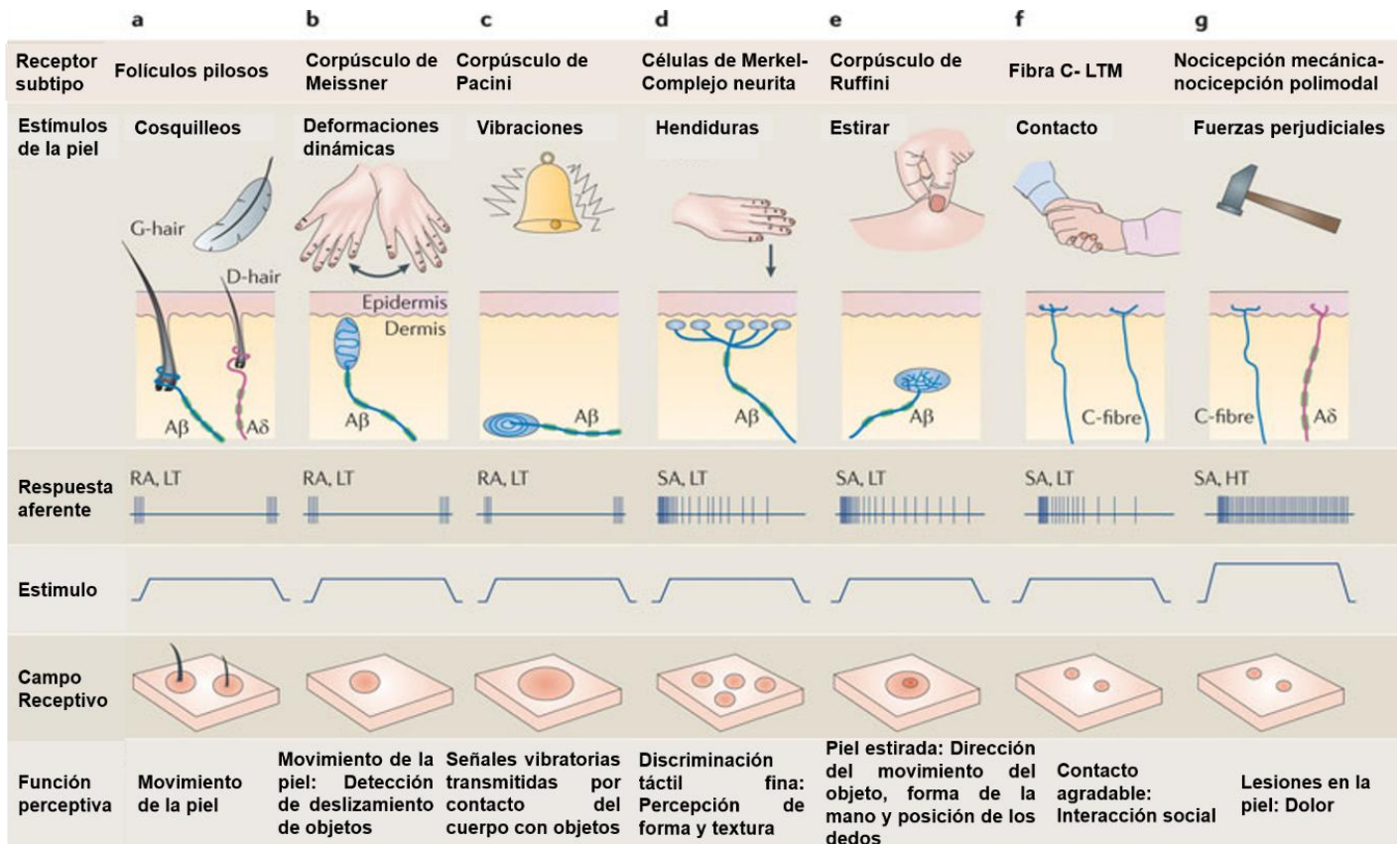


Figura 1.8 Receptores somatosensoriales en mamíferos [1]. RA, activación rápida; SA, activación lenta; LT, umbral bajo; HT, umbral alto.

La clasificación con base en la reacción de células mecanorreceptoras a un estímulo es dada por su velocidad de respuesta: adaptación rápida (3 a 6 ms), adaptación intermedia (15 a 30 ms), adaptación lenta (200 a 300 ms) y adaptación ultra lenta (1000 ms) [1]. Los mecanorreceptores de adaptación rápida responden cuando son estimulados por una presión repentina pero se mantienen desactivados durante una fuerza aplicada lentamente, estos mecanorreceptores también son activados (despolarización) al aplicar un voltaje y corriente de tipo anódica o positivo [5] de alto voltaje. La capacidad de discriminar dos estímulos táctiles diferenciados espacialmente en la superficie corporal, depende de dos factores: el tamaño de los campos

receptivos periféricos de los mecanorreceptores y de la cantidad de receptores por unidad de superficie (densidad) [5].

1.4 CORPÚSCULOS DE MEISSNER.

Ubicados por debajo de la epidermis en el estrato más superficial de la dermis el llamado estrato papilar [12] son los mecanorreceptores encargados de iniciar las sensaciones táctiles debido a su rápido proceso de transducción donde las células somatosensoriales son despolarizadas por la deformación mecánica del corpúsculo causando descargas eléctricas que son transformados en potenciales de acción mismos que permiten una transmisión directa a regiones sensoriales primarias en corteza cerebral. Los Corpúsculos de Meissner se tienen identificados con la deformación dinámica de la piel y la percepción de movimiento de la misma [6], su activación se da en frecuencias de entre 30 a 40 Hz. Altamente presentes en labios, plantas de los pies y dedos de la mano por lo que se les relaciona con el tacto fino lo cual permite distinguir entre dos elementos punzantes ubicados muy cerca entre si [12] (prueba de los dos puntos).

1.5 CORPÚSCULOS DE PACINI.

Corpúsculos de mayor tamaño (hasta 4 mm de longitud y unos 2 mm de diámetro [1]) sensibles a la vibración y la presión mecánica con bajo umbral y adaptación rápida responde a frecuencias de entre 30 a 1500 Hz por lo que son sensibles a las variaciones de velocidad; se encuentran ubicados en la dermis en el estrato reticular y en la hipodermis. Se localizan en órganos y tejidos del cuerpo humano, especialmente en dermis profunda [12] también ubicados en dedos, palmas y plantas de los pies; relacionado con tejido subcutáneo.

1.6 TRANSDUCCIÓN EN MECANORRECEPTORES.

Este fenómeno se da como resultado de convertir una fuerza mecánica en un impulso neuroeléctrico. Al existir una estimulación mecánica del campo receptivo se activan los canales del mecanotransductor en la terminación nerviosa donde el flujo de iones a través de estos canales genera una despolarización (potencial receptor) en la membrana celular mismo que al rebasar el umbral de activación resulta en el disparo potenciales de acción. Los mecanorreceptores codifican los parámetros del estímulo mecánico en una descarga de potenciales de acción, cuya frecuencia de disparo refleja las principales características del estímulo [1]; Figura 1.9.

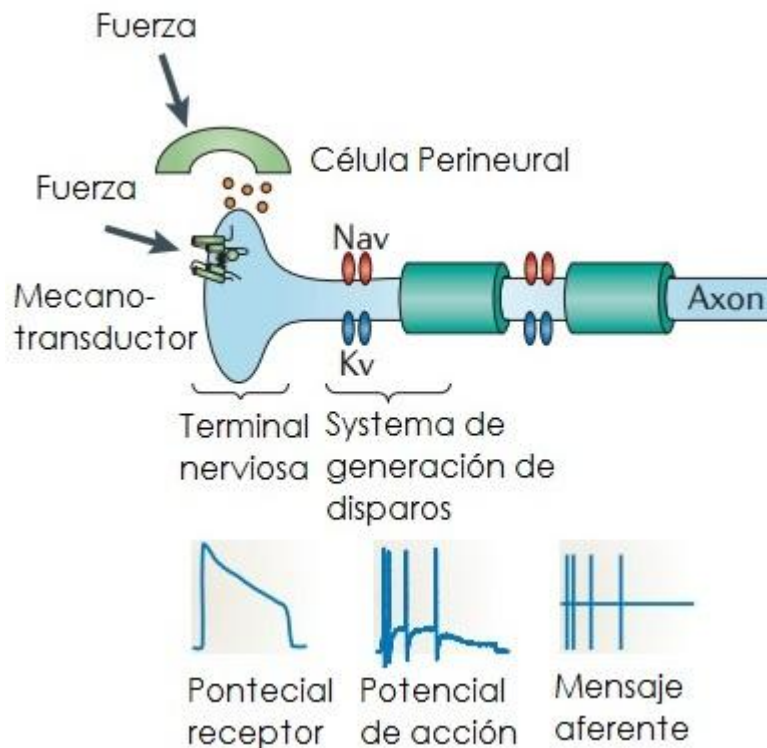


Figura 1.9 Mecanotransducción [1]. NAv, ion de sodio; Kv, ion de potasio.

CAPÍTULO II. ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA.

La estimulación eléctrica en seres humanos es una técnica usada originalmente como terapia de rehabilitación en diferentes tejidos o acondicionamiento de muscular. Típicamente consta de corrientes a bajo voltaje para generar la activación de diferentes grupos musculares facilitando contracciones y elongaciones. Un ejemplo de este tipo de dispositivos son los llamados TENS (Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation) los cuales son usados para el tratamiento del dolor y siendo relativamente fáciles de construir pues no se requiere una electrónica de alto desarrollo.

2.1 ANTECEDENTES.

El desarrollo de la estimulación eléctrica en la piel humana ha llevado trabajos completos del comportamiento de corriente y voltaje al ser introducidos en seres humanos, estableciendo umbrales mínimos y máximos a tomar en cuenta cuando la piel es estimulada con corriente de entre 1 a 10 [mA] [8] y en voltaje se pueden observar modelos matemáticos que pretenden comprender el comportamiento de un voltaje en el tiempo al ser ingresado en la piel por electro estimulación, Kaczmarek *et. al* [9], presente en la Ecuación 2.1 proveniente del modelo clásico de RC en paralelo para la piel (Figura 2.1):

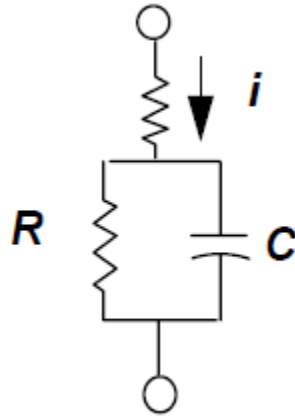


Figura 2.1 Modelado de potencial de membrana en la piel [9].

$$V(t) = V_m(1 - e^{-t/\tau}) \quad (2.1)$$

Donde:

$$\tau \triangleq RC$$

$$V_m \triangleq IR$$

$$t \triangleq \text{tiempo}$$

Con el modelado de la membrana celular en mecanorreceptores (Figura 2.1) se obtiene un circuito RC en paralelo, el cual nos permite inferir que al aumentar la frecuencia de una señal se irá saturando la parte capacitiva de la membrana permitiendo un mayor flujo de electrones en altas frecuencias terminando entonces de comportarse como un conductor ideal.

También ha sido importante el uso y desarrollo en el diseño de las señales pues en el caso terapéutico dependiendo del tipo de señal se obtiene diferentes resultados algunos de este tipo de señales son: los pulsos aislados, trenes o ráfagas, voltaje o frecuencia mantenida y corriente con modulaciones [22].

Cabe notar que al ser un ente biológico el objeto de estudio es complicado establecer parámetros fijos debido a que los valores pueden cambiar de sujeto a sujeto sin embargo es importante establecer ciertos rangos de trabajo para obtener una referencia adecuada de los de los mismos, siendo un ejemplo de dicha variación de valores la impedancia de la piel (aproximadamente $100 \text{ k}\Omega$ [24]) inherente en los sujetos la cual incluso puede variar en el tiempo a pesar de ser el mismo sujeto [25] sin embargo también nos ofrece un comportamiento de un circuito RC en paralelo [25] lo cual permite un tratamiento más dedicado de la señal. Con el fin de poder controlar la variación de impedancia en la piel se han desarrollado estudios considerando el efecto que tiene la humedad en el ambiente y en el electrodo de estimulación electrotáctil [24] siendo en éste último donde se puede tener la mejor ventaja para homogeneizar dicha variación junto con la señal de electroestimulación.

Además con el modelado de señales y su correcta comprensión de comportamiento en entidades biológicas se han llevado a cabo pruebas con formas de onda electrotáctiles capaces de ser parametrizadas controlando sus valores de retraso (D), duración (W), tiempo entre estímulos (IPI), frecuencia de repetición (F), periodo (P) [27], entre otros (Figura 2.1); donde son finalmente probadas con retroalimentación que sirve para mejorar los diseños a futuro [26].

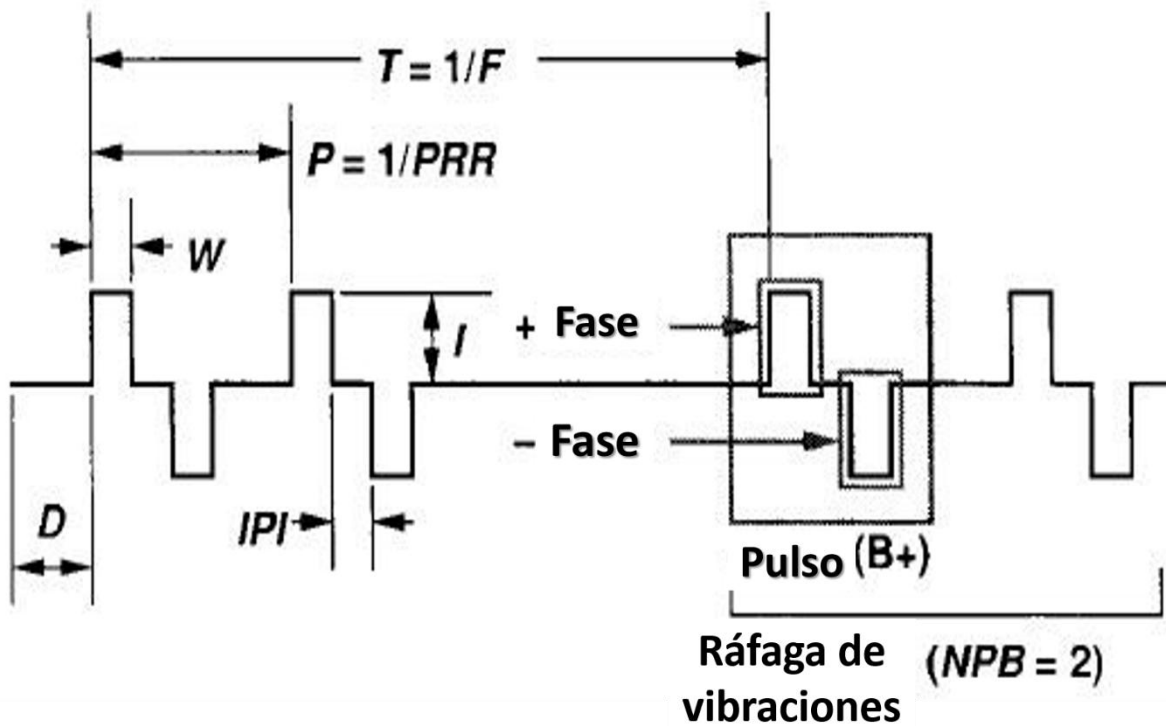


Figura 2.2 Variables de forma de onda electrotáctil [27]; D , retardo; W , ancho; IPI , interfase; I , corriente; F , frecuencia de repeticiones de la ráfaga de vibraciones (burst); P , periodo, PRR , tasa de repetición de ráfaga de vibraciones; NPB , número de pulsos por ráfaga de vibraciones.

Siendo explorado el diseño de la señal a trabajar se hace necesario encontrar la mejor estimulación eléctrica que pudiera llevar a cabo la completa activación de las células mecanorreceptoras para lo cual se vislumbra la estimulación electrotáctil como la forma más adecuada de lograrlo [20] debido a la capacidad de cambiar y controlar de forma constante parámetros físicos de una señal como voltaje, corriente, frecuencia y forma de onda sin necesidad de modificar el diseño físico del dispositivo pero permitiendo probar diferentes sensaciones táctiles con la modificación de dichos parámetros.

2.2 COMPONENTES FÍSICOS PRINCIPALES.

Existen ciertos componentes de las señales que no pueden dejarse de lado y que deben ser considerados al diseñar la misma sobre todo cuando se desea buscar cierto efecto en un ente biológico. Algunas de estas características son detalladas brevemente.

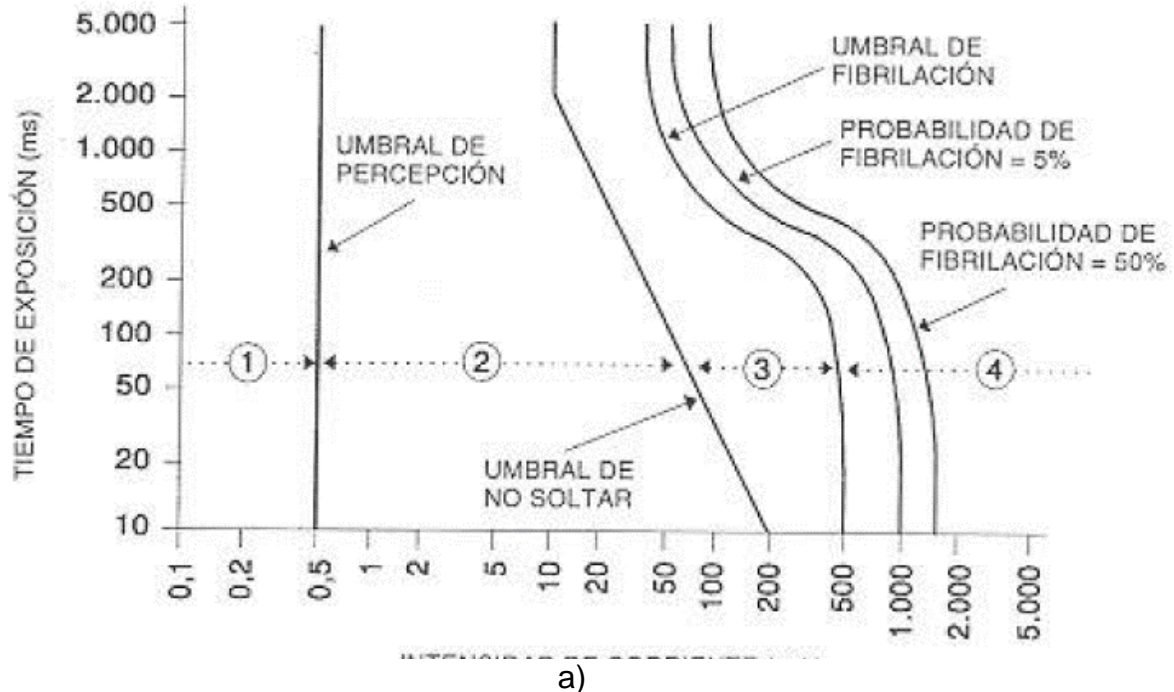
2.2.1 FRECUENCIA.

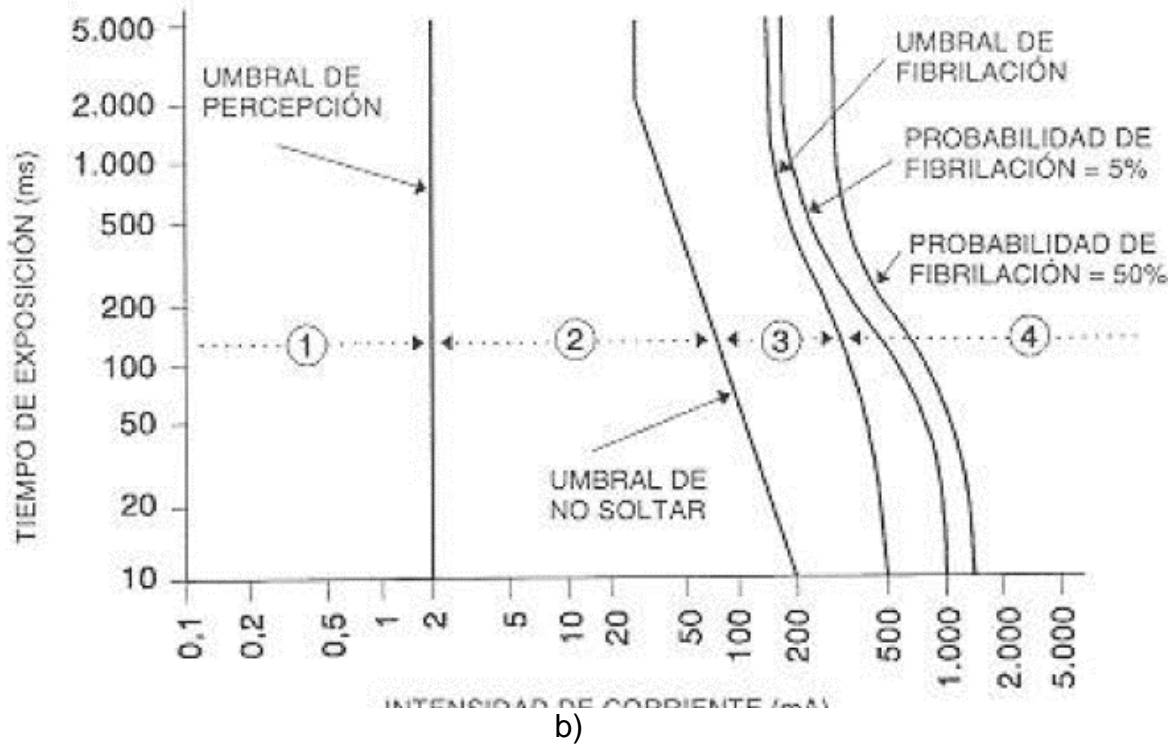
Junto con la forma de onda la frecuencia nos permite controlar que tipo de células o terminales nerviosas serán activados. Las principales son [22]:

- Baja frecuencia. Va de 0 a 1,000 Hz. Fueron las primeras en utilizarse por estar en el rango de frecuencia de la red eléctrica (50-60 Hz), tiene efectos exitomotores y para estimular sistemas sensitivos.
- Media frecuencia. De 1,000 a 500,000 Hz, normalmente los dispositivos se diseñan para un rango de frecuencia de entre 2,000 hasta 10,000 Hz. En la media frecuencia se aprovecha el efecto de disminución de la impedancia en los tejidos para poder electroestimar. Esto debido principalmente al efecto del circuito RC en paralelo que ocurre en la piel donde a mayor frecuencia se favorece la transmisión de la señal en el medio.
- Alta frecuencia. Más de 500,000 Hz. Su aplicación genera efectos nocivos en tejidos vivos pues la baja impedancia presentada a altas frecuencias convierte a los tejidos en conductores ideales, generando un alto paso de electrones que se ve reflejado en alto aporte energético o calor [22] que termina en destrucción del tejido por lo que su uso se encuentra restringido a radioterapia.

2.2.2. CORRIENTE Y TENSIÓN.

Al establecer niveles de voltaje y corriente, así como su manipulación, es necesario que sean adaptados a las características que en conjunto con la frecuencia y la forma de onda se obtenga para la electroestimulación. Por lo que se requiere ubicar en la literatura niveles de voltaje y corriente que pueden ingresar al organismo evitando shocks eléctricos o en el peor de los casos electrocución. El manejo adecuado del fenómeno eléctrico debe evitar condiciones nocivas tales como: fibrilación ventricular, movimientos musculares incontrolados (tetanización) o asfixia por falla en la regulación respiratoria [28]. Existen por tanto clasificación con base en la intensidad de corriente y el tiempo de exposición donde se puede vislumbrar un efecto en el organismo humano (Figura 2.2).





b) Figura 2.3 Intensidad de corriente en: a) alterna y b) continua [28].

En corriente alterna el umbral de percepción se considera el valor mínimo de la corriente que provoca una sensación en una persona [28] siendo en corriente alterna 0,5 mA notoria en los sujetos todo el tiempo y de 2 mA en continua al hacer un cambio de intensidad (voltaje) o al desconectar la misma. También se tiene identificación los umbrales de reacción (valor mínimo de contracción muscular), umbral de no soltar (10 mA, valor máximo para soltar electrodos) y umbral de fibrilación ventricular; valor de corriente que provoca fibrilación ventricular el llamado paro cardiaco a 500 mA.

Una de las afectaciones en cuanto a los efectos de voltaje y corriente en el cuerpo humano es la impedancia la cual varía por la tensión, frecuencia, duración de paso de corriente/voltaje, temperatura, grado de humedad de la piel, superficie de contacto, dureza y grosor de la epidermis [28].

Por ejemplo, hasta tensiones de contacto de 50 V en corriente alterna a 50 Hz la impedancia de la piel varía, incluso en un mismo individuo, dependiendo de factores externos tales como la temperatura, la humedad de la piel, etc.; sin embargo, a partir de 50 V la impedancia de la piel decrece rápidamente, llegando a ser muy baja si la piel esta perforada [28].

La alta tensión no es peligrosa mientras la impedancia sea alta y no haya variaciones ni de intensidad ni de frecuencia de lo contrario al modificarse alguno de estos parámetros la alta tensión se vuelve muy peligrosa. No se puede establecer un valor mínimo de riesgo de electrocución pues al ser variante la impedancia humana afecta dicho valor; en algunas normas (REBT MIBT-21/2.2) se manejan tensiones de seguridad como 24 V para zonas húmedas y 50 V para zonas secas aplicables a corriente alterna y corriente continua de 50 Hz [28].

2.2.3 FORMA DE ONDA.

Como se ha mencionado antes la forma de onda es una pieza fundamental en la electroestimulación ya que determina el tipo de célula que será activada como el desempeño de la misma según las variaciones que haya en la forma de onda.

Existen estudios completos en la literatura sobre formas de onda usados en electroterapia [29], no es objetivo de este trabajo hacer un estudio de los mismos mas se manifiesta necesario mencionar los ejemplos relacionados al diseño de señal propuesto para la activación de mecanorreceptores. Los cuales se nombran a continuación:

- **Impulsos.** Usados en corriente continua se establece un nivel de polaridad y se genera interrupciones en su intensidad. Son usadas diferentes formas de onda como son: cuadrangular, triangular, sinusoidal, exponencial, diente de sierra, etcétera. Cuando la incidencia del estímulo es única se les menciona como impulsos aislados y cuando los impulsos son agrupados en ráfagas se les denomina trenes.

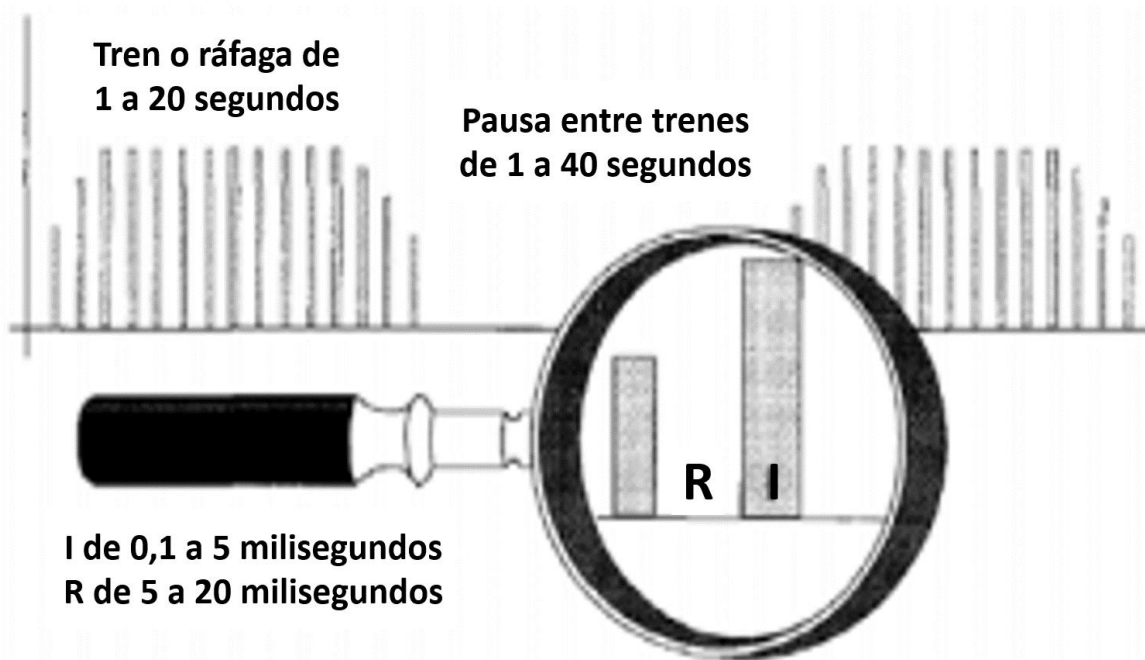


Figura 2.4 Trenes de impulsos [23].

- **Alternas.** Son el flujo constante e inversión de la polaridad. Si se aplica sin interrupciones una corriente eléctrica, con alternancias rítmicas en su polaridad, se obtiene una serie de corriente llamadas alternas, en las que sus parámetros suelen ser repetitivos y homogéneos, tanto en su frecuencia, forma de onda, iguales tiempo de duración entre las distintas ondas, sin variaciones de intensidad [23].

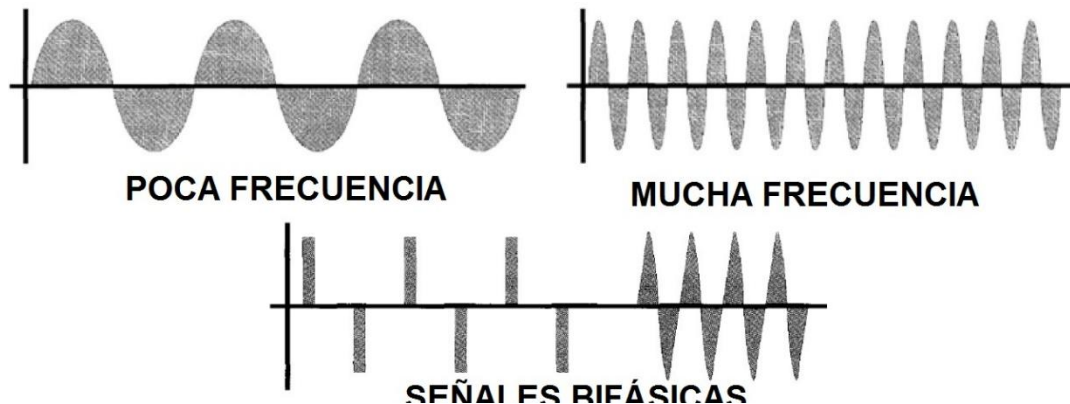


Figura 2.5 Señales Alternas [23].

- **Modulación de Amplitud o Interferenciales.** Formas de onda donde la fase positiva y negativa de la señal oscilan conjuntamente aumentando y disminuyendo su amplitud. Este fenómeno se produce por la mezcla o suma de dos circuitos eléctricos, por la interferencia de dos ondas alternas de distintas frecuencia o por interrupciones en la media frecuencia. La resultante es una nueva modulada amplitud [23]. La modulación de dichas señales depende del tipo de convolución al cual sean sometidos las dos señales a usar, además de las características físicas de estas mismas.

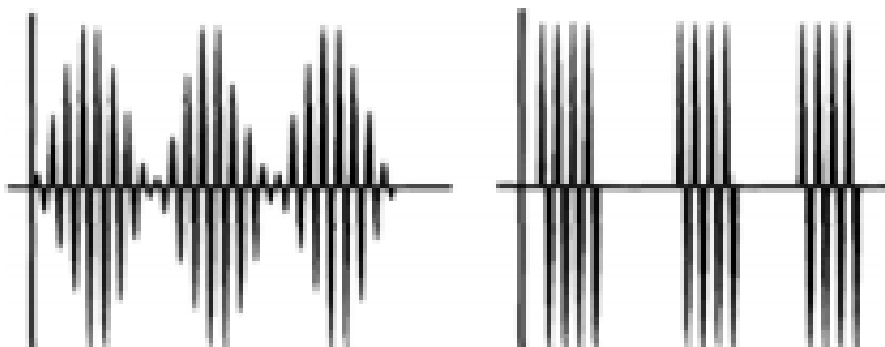


Figura 2.6 Señales Interferenciales [23].

El modelo propuesto en el presente trabajo asemeja a la anterior descripción pues debido a que tiene un gran efecto de profundidad permite llegar hasta las capas de la dermis sin causar daños en la piel y solo se debe aplicar la frecuencia y amplitud correspondiente para generar al electroestimulación ya que supera la impedancia de la piel (aproximadamente 100 k Ω [24]) por medio de corrientes de media frecuencia moduladas con señales de baja frecuencia; modelo RC en paralelo.

La señal interferencial favorece la despolarización y repolarización de las membranas de células somatosensoriales o mecanorreceptores pues auxilia en la transducción biológica de las células al realizar dicho proceso de forma más rápida. Pues, sino se tuviera la forma bifásica interferencial la fase positiva activaría los mecanorreceptores una primera vez (despolarización) pero tardaría en volver a estar listos para recibir una nueva señal ya que al ser un proceso electroquímico [1] el flujo de iones a través de la membrana de la célula (repolarización) es más lento que si una señal eléctrica ingresará directamente; por tanto para repolarizar la membrana de los mecanorreceptores es necesario una fase negativa de la señal previamente ingresada con las mismas características de temporalidad y amplitud que complementa el proceso electroquímico.

- **Señal Flutter.** Señal oscilatoria mecánica que al ser entregada en la piel con un rango de frecuencias (10 a 60 Hz [35]) genera un efecto de semicontinuidad en los mecanorreceptores, es decir, se logra percibir una vibración de baja frecuencia como una presión continua en la piel. La señal *flutter* solo ha sido usada de manera experimental

tanto con primates como con humanos [35], de forma mecánica, como un fenómeno que genera sensaciones táctiles continuas a pesar de ser vibraciones intermitentes ocurridas en la piel.

Finalmente, la propuesta del presente trabajo es una señal interferencial de tipo *flutter*, donde la baja frecuencia de la señal *flutter* (10 a 60 Hz) module un tren de pulsos de frecuencia de una señal interferencial de media frecuencia (i.e. 4400 Hz). Por un lado, se aprovecha el fenómeno de disminución de impedancia debido a altas frecuencias (modelo del circuito RC en paralelo) el cual permite un margen de percepción aún cuando allá variación en la impedancia de los sujetos y por otro lado, al usar las frecuencias de *flutter* se puede tener una señal presentada intermitentemente como una vibración para ser percibida como una señal continua y por tanto obtener una estimulación táctil artificial.

CAPÍTULO III. DISEÑO DE ELECTROESTIMULADOR.

Para poder obtener un dispositivo que fuera capaz de realizar la electro estimulación se hace una revisión de investigaciones previas en dicha especialidad. Dadas las características fisiológicas de los mecanorreceptores se propone una señal que no se había trabajado antes con sistemas somatosensoriales ya que la idea de usar una señal interferencial de tipo *flutter* eléctrico fue adaptar la experiencia previa en mecanoestimulación de primates y humanos [33, 34, 35, 36] con la adecuación de una señal electrotáctil en los niveles de voltaje y de corriente [10, 11] necesarios para provocar la electro estimulación sin ser afectado por la impedancia de la piel [24].

3.1. DISEÑO DE SISTEMA.

A manera de antecedente, del trabajo del grupo del Dr. Kurt A. Kaczmareck [10] (estimulación electroestática) donde lo que se busca es tener una alta tensión sin variaciones de frecuencia se desprenden conceptos muy completos de cómo debe ser estimulados los mecanorreceptores con valores de tensión (200 a 500 V), corriente (2 a 5 mA) y frecuencia (50 a 200 Hz); además de nociones de cómo pueden ser diseñados los electrodos (diseño coaxial) de estimulación electrotáctil.

También se presenta como alternativa a la estimulación eléctrica electroestática los estudios del grupo del Dr. Hiroyuki Kajimoto [11] que basado en los trabajos previos de Kaczmareck, logra la electro estimulación optimizando el desempeño por una matriz electrodos, bajo la idea de

encendido y apagado de dichos electrodos en tensiones altas de voltaje (300 a 500 V) generando un “barrido” de estimulación del cual los sujetos perciben como un estímulo continuo debido a las capacidades físicas y biológicas antes descritas en los mecanorreceptores y explorando la generación de estimulación electrotáctil por un diseño enfocado a activar solo ciertos mecanorreceptores con base en la orientación física de los mismos [38] por tanto no explora la señal propuesta en este trabajo.

Dado entonces, los requerimientos de diseño debido al tipo de señal a trabajar, las características de las células mecanorreceptoras y nociones de seguridad en estimulación eléctrica en humanos [40] se presentan en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Parámetros de Electroestimulación en la piel humana.

PARAMETROS DE ELECTROESTIMULACIÓN		
PARÁMETRO	CARACTERÍSTICA	UNIDAD
Voltaje	200 a 500	V
Corriente	2 a 5	mA
Impedancia	~100	kΩ
Señal Interferencial Flutter	Media frecuencia >1000 Baja Frecuencia. 10 a 60	Hz
Norma de seguridad	EN 60601-1 [40]	-----

Con base en los trabajos previos y la propuesta de señal interferencial de flutter, se toman elementos para poder diseñar el dispositivo a realizar adecuado a las características de los mecanorreceptores, generando por tanto una señal electrotáctil. El sistema se compone de varias etapas de diseño, las cuales son descritas en la figura 3.1 donde se exhibe un diseño conceptual y en formato general del sistema.

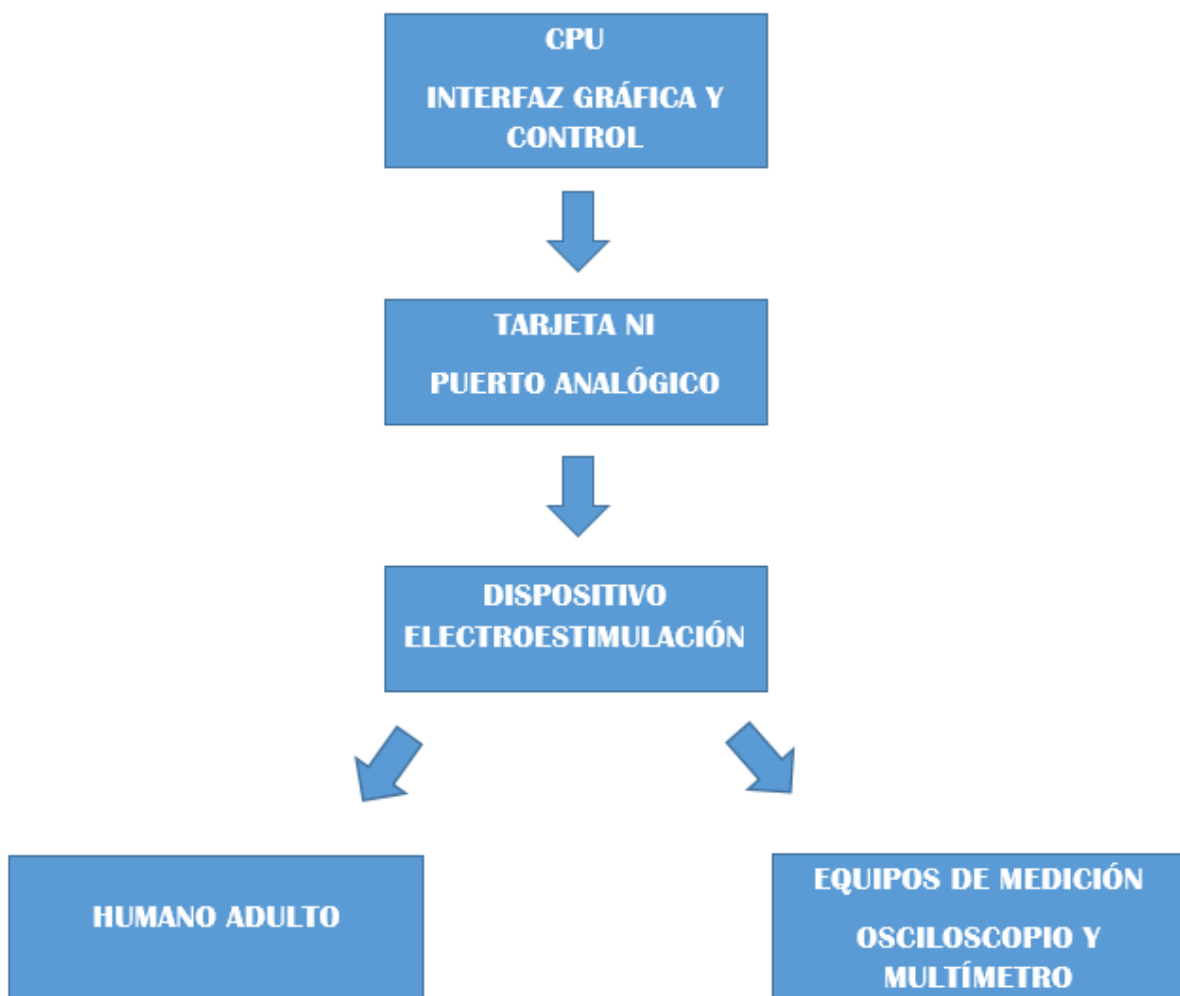


Figura 3.1 Diseño Conceptual

3.1.1. DIAGRAMA GENERAL DEL DISPOSITIVO.

El dispositivo está conformado por dos etapas (Figura 3.2): una de potencia donde se suministra el voltaje y corriente para electroestimular los mecanorreceptores por lo que se obtiene una fuente de bifásica limitada en corriente a 2 mA suficiente para poder activar dichas células y una etapa de control retomada de los trabajos del Dr. Kajimoto el cual permite una enorme flexibilidad en cuanto a la manipulación de la señal debido a que se puede modular la amplitud de la misma en el mismo rango de frecuencia que es generada incluso cuando se suscitan cambios súbitos de fase.

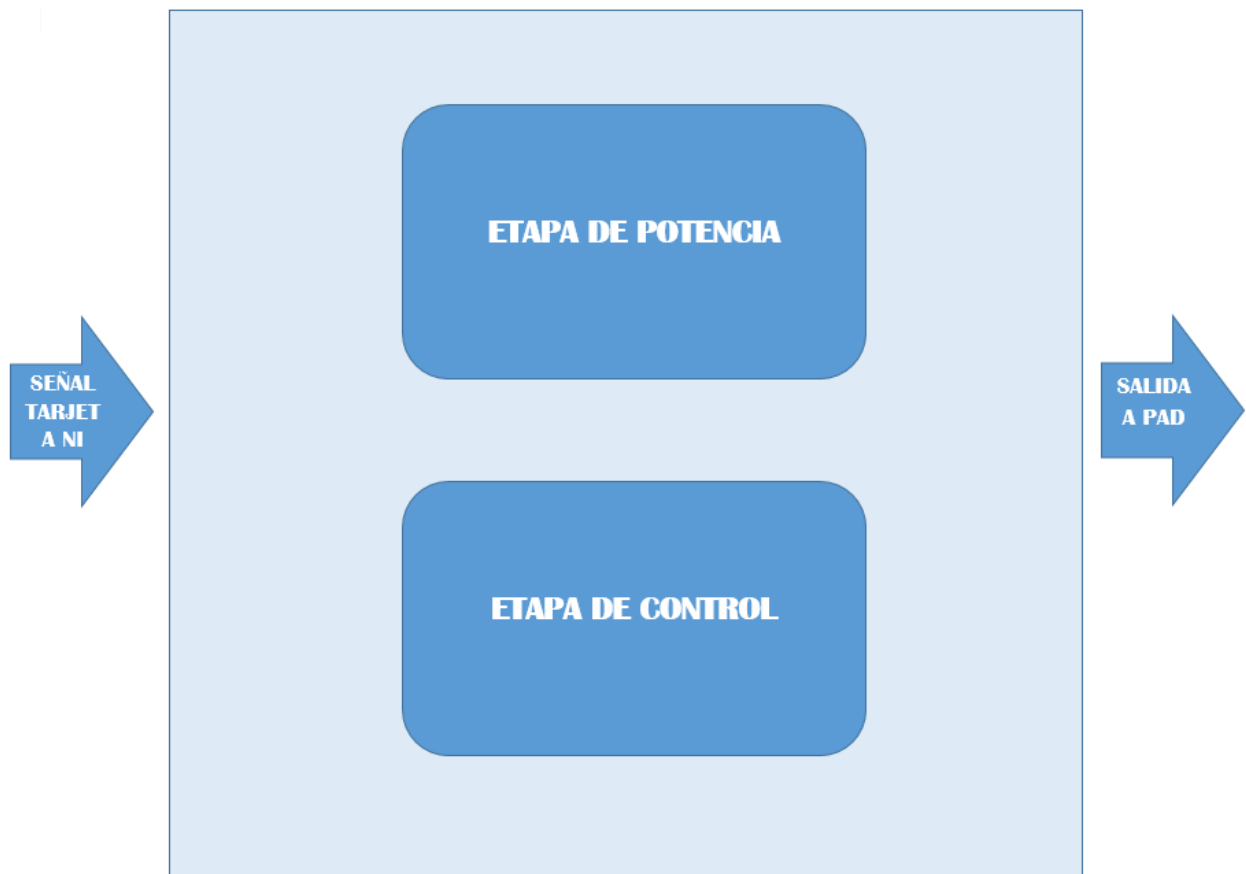


Figura 3.2 Diseño General del Dispositivo

3.1.2. DIAGRAMA DE BLOQUES FUNCIONALES.

Para comprender la relación entre ambas etapas del dispositivo se pretende explicar algunos puntos de las mismas los cuales se consideran esenciales para el funcionamiento del dispositivo. En la etapa de potencia, como se mencionó previamente, se encuentra conformada por una fuente bifásica simétrica (regulada a +/- 190 V y limitada en corriente a 2 mA) para lograr obtener un punto de referencia que pudiera hacer simétrica dicha fuente fue necesario agregar un transformador con tap o devanado central a la salida de esta modo se logra equilibrar las cargas obteniendo dicho efecto; posteriormente cada fase es ingresada a la etapa de control para ser suministrada según la variación de la señal generada en la tarjeta de NI (National Instruments).

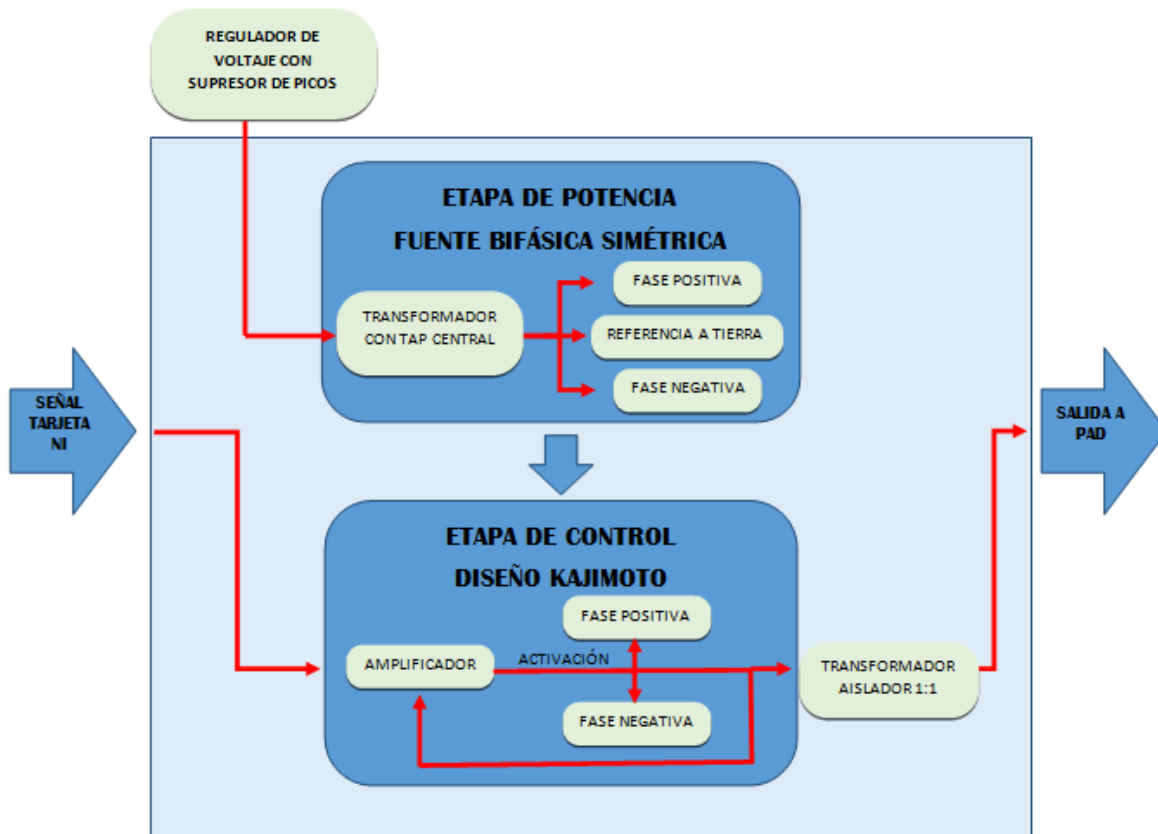


Figura 3.3 Bloques funcionales del Dispositivo

La etapa de control está conformada por transistores NPN y PNP los cuales son manipulados por un amplificador seguidor no inversor quien recibe la señal analógica proveniente de la tarjeta de NI y permite la activación de las fases a través de una retroalimentación a la entrada inversora obtiene un control de lazo cerrado que permite limitar la activación de los transistores permitiendo cambios de hasta 1 μ s.

3.2 DISEÑO Y CONFIGURACIÓN DE LA SEÑAL.

Con base a la experiencia del Dr. Luis Lemus (IFC, UNAM) al trabajar ampliamente con señales de estimulación mecánica en primates, se busca diseñar una señal eléctrica capaz de hacer el símil de un flutter mecánico [36] (señal oscilatoria producida por un rango de frecuencias que hacen generar un efecto de semicontinuidad) con el fin de poder activar los campos receptivos de los mecanorreceptores cutáneos. Este efecto flutter fue considerado dado que permite la continua activación de los mecanorreceptores activación rápida y de vibración de este modo la señal sigue siendo percibida por los sujetos aunque lleve tiempo activa con lo que se evita que los mismos mecanismos del organismo ignoren la estimulación y permitan al sujeto evaluar el desempeño de la señal.

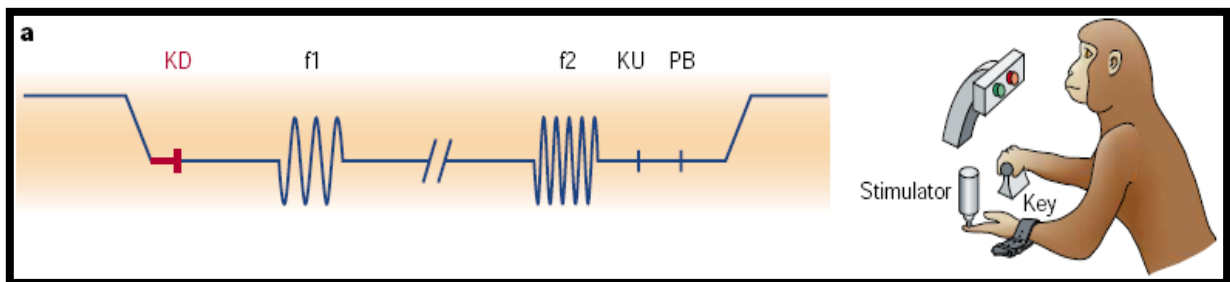


Figura 3.4 Señal Flutter [34].

Se opta por señales con frecuencias medias internas (i.e. 440 Hz), típicas en el efecto flutter, para generarlas se recurre al modelado de la señal

desde sus elementos más simples pues permiten modificar desde lo más elemental a la señal dejando el control absoluto al software; las características físicas usadas son: amplitud y frecuencia.

La señal es muestreada a través de una salida analógica en una tarjeta de adquisición de datos de NI la NI USB-6341, que genera aproximadamente, una mega muestra por segundo (990 K/s) y es controlada por el software de programación Labview, donde se genera la señal hacia la tarjeta. Una parte de señal trabaja a “frecuencias flutter” (secuencia de pasos donde se hacen ingresar trenes de pulsos de cierta duración, i.e. 20 ms) de 10 a 30 Hz (típicas en la activación de mecanorreceptores) registrará la cantidad de ciclos o secuencias que realizará la señal final en un segundo y una señal con una frecuencia interna a 440 Hz generará la cantidad de eventos necesarios para representar la señal final obteniendo así el *flutter* eléctrico.

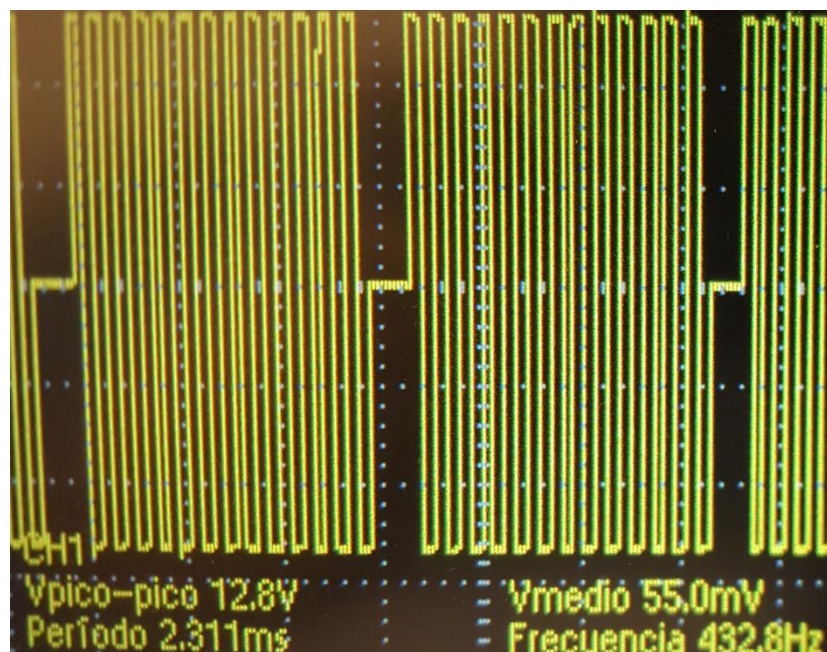
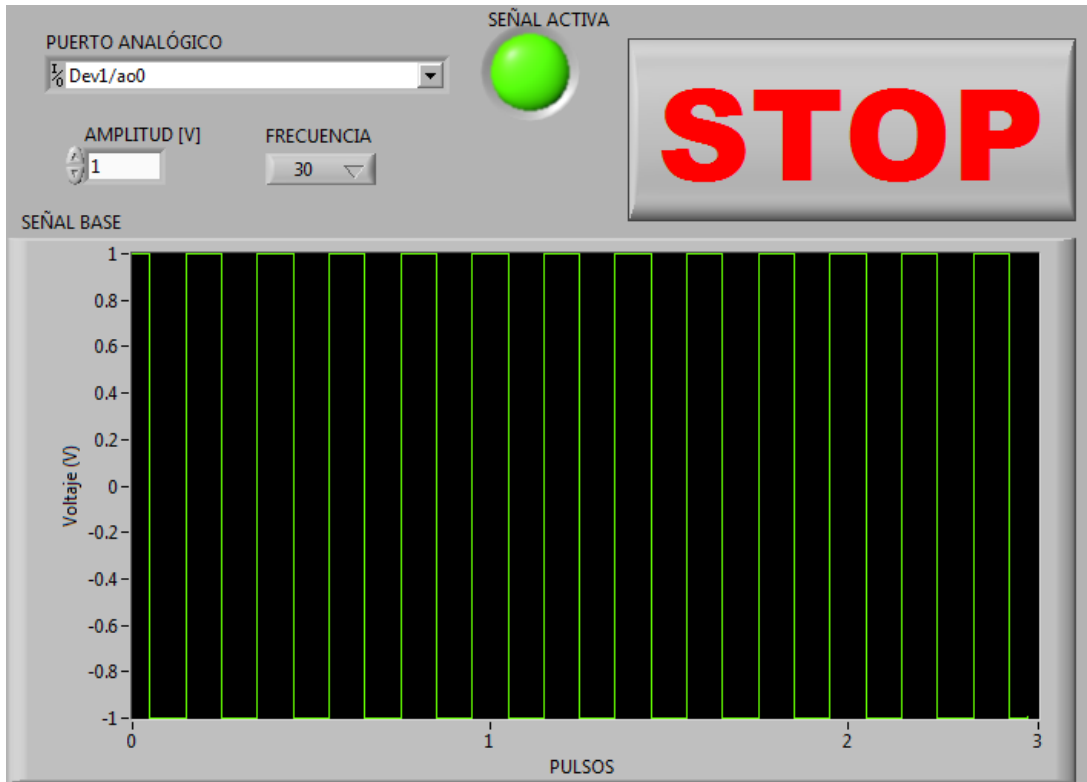
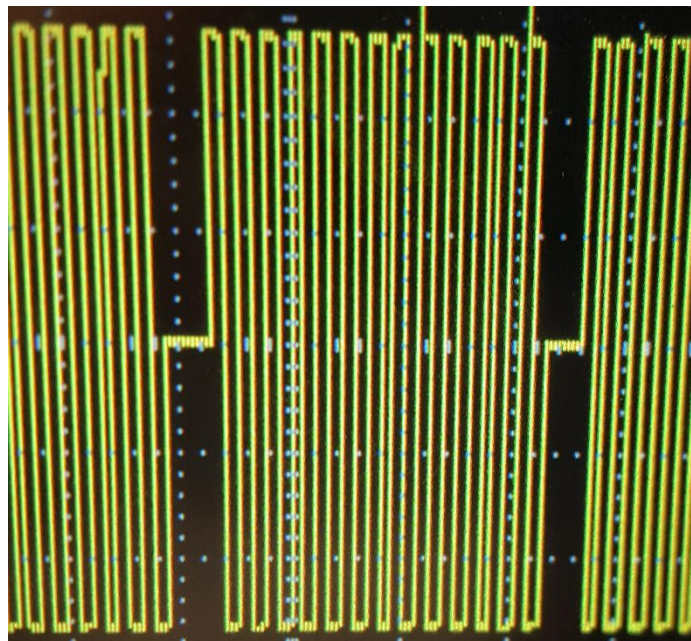


Figura 3.5 Construcción de Señal.



a)



b)

Figura 3.6 Señal resultante a 30 Hz. a) Vista en Labview b) Vista en Osciloscopio.

A su vez, con un control de la amplitud de la señal resultante se permite variar el voltaje a la salida (esto por medio de la multiplicación de la señal obtenida en cada muestra) de la misma inyectando menor cantidad a través de la piel; lo cual nos permite ajustarnos a la variación en resistencia en la piel de los diferentes sujetos de prueba buscando simplemente que la sensación de estimulación en los sujetos se encuentre supra umbral, es decir, que sea reportado como presente la sensación por los sujetos.

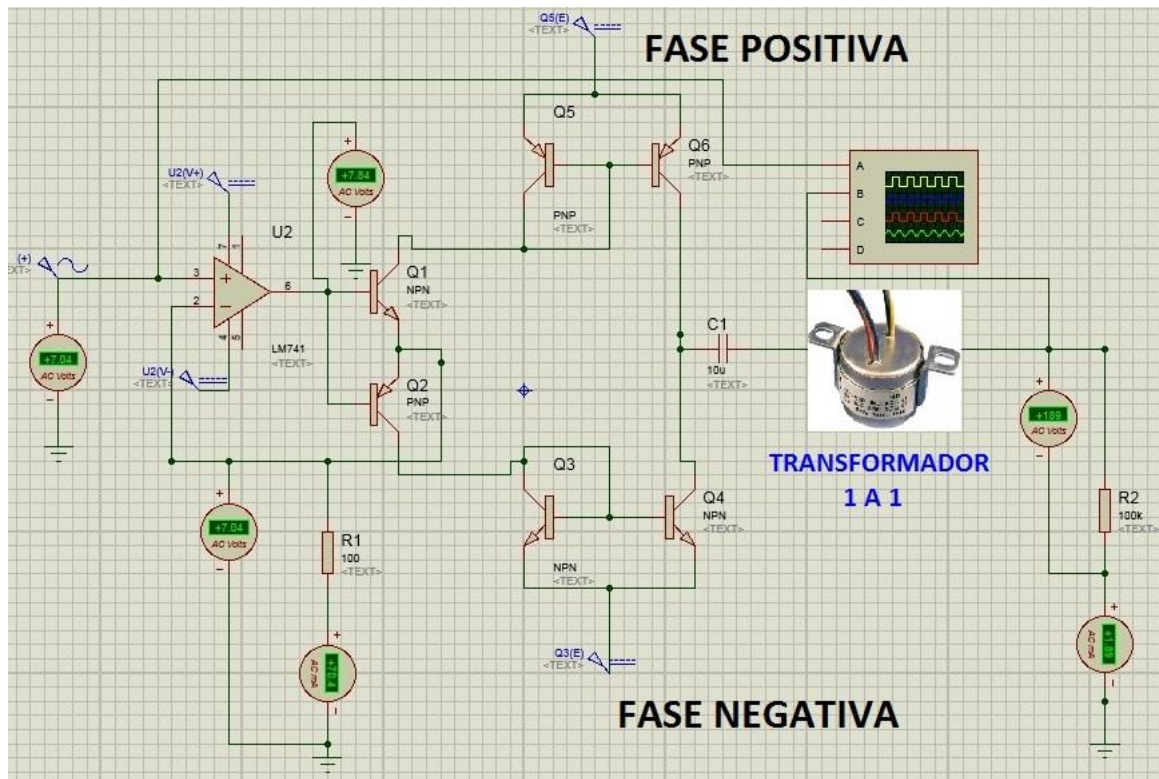
3.3 DISEÑO ELÉCTRICO-ELECTRÓNICO.

El diseño eléctrico-electrónico es la otra parte medular del presente trabajo ya que nos permite adaptar la señal diseñada al sujeto de tal forma que no sea peligroso el uso del dispositivo y que cumple con el objetivo de generar electro estimulación que nos lleve a activar los mecanorreceptores en los niveles que se requieren.

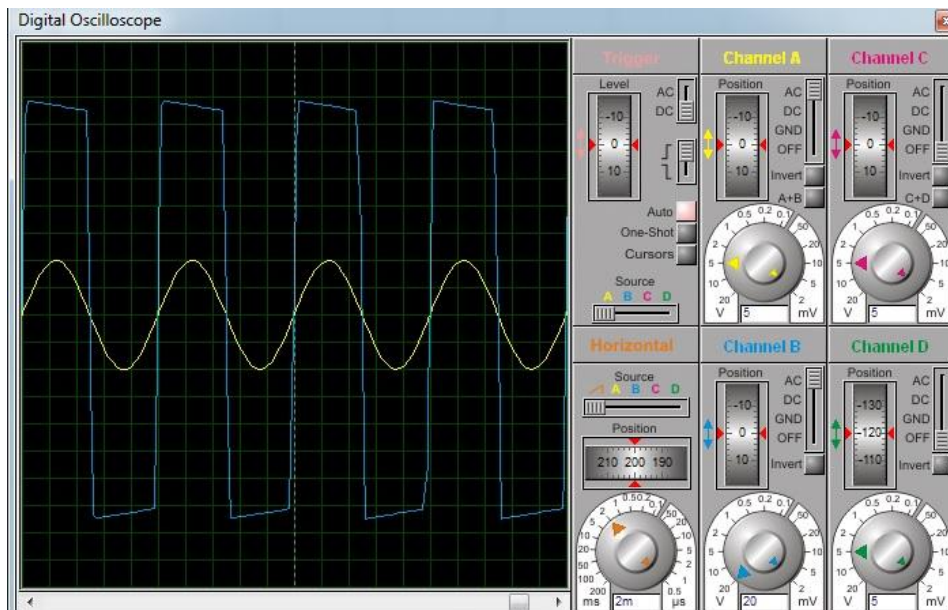
3.3.1 ETAPA DE CONTROL.

Habiendo obtenido la señal se implementa en un diseño electrónico capaz de manejar las características físicas antes descritas. Primero a través de un amplificador operacional con retroalimentación en entrada inversora (alimentado al amplificador LM741 a +/- 12 VDC) que permite controlar en tiempo real las variaciones de la señal eléctrica en el arreglo de transistores NPN (MJE13007A) y PNP (MJE5731G), previamente usados por Kajimoto *et al.* Éste diseño maneja señales bifásicas simétricas lo cual permite tener un control en la cantidad de voltaje suministrado a la salida pues al trabajar el amplificador como un seguidor no inversor la señal conservará la proporción que se obtenga a la salida de la tarjeta de NI. Además para elementos de seguridad se cuenta con una alta impedancia a la salida y un

transformador aislador (140 TEX) que permite proteger al sujeto ante descargas o fallas eléctricas.



a)



b)

Figura 3.7 Circuito de control. a) Diseño Kajimoto b) Gráfica en Proteus de señal sinusoidal a la entrada y su salida en el condensador.

3.3.2 ETAPA DE POTENCIA.

Debido a la impedancia que se tiene en la piel (aproximadamente $100\text{ k}\Omega$ [24]) se necesita diseñar una fuente de la cual se pueda obtener el voltaje suficiente para romper dicha impedancia y electroestimular los campos receptivos de los mecanorreceptores. Para ello también fue necesario diseñar una fuente de voltaje regulada de tipo simétrica [37], la cual posee valores de voltaje de aproximadamente ± 190 que a su vez es limitada en la cantidad de corriente (2 mA) que puede inyectar en los sujetos a través de la piel por medio de una fuente de tensión en serie.

Para generar dicha fuente es necesario diseñar dos etapas. La primera para manejar la fase positiva a través de una fuente de tensión en serie con retroalimentación por un divisor de voltaje al emisor de un transistor NPN que compara la señal de entrada con la de salida equilibrando el voltaje a la salida y con un limitador de corriente por diodos a 2 mA ; en la fuente se utiliza un diodo zener de 200 V como elemento central para obtener la regulación junto con su resistencia de polarización. Por último, se coloca una resistencia de carga de $100\text{ k}\Omega$ para garantizar la corriente de 2 mA que estimulará los campos receptivos. En la segunda etapa, fase negativa, se utiliza la misma configuración y valores antes descritos con la diferencia de usar transistores PNP en lugar de los antes citados y se conecta en inversa el diodo Zener con su correspondiente resistencia de polarización (Figura 3.8).

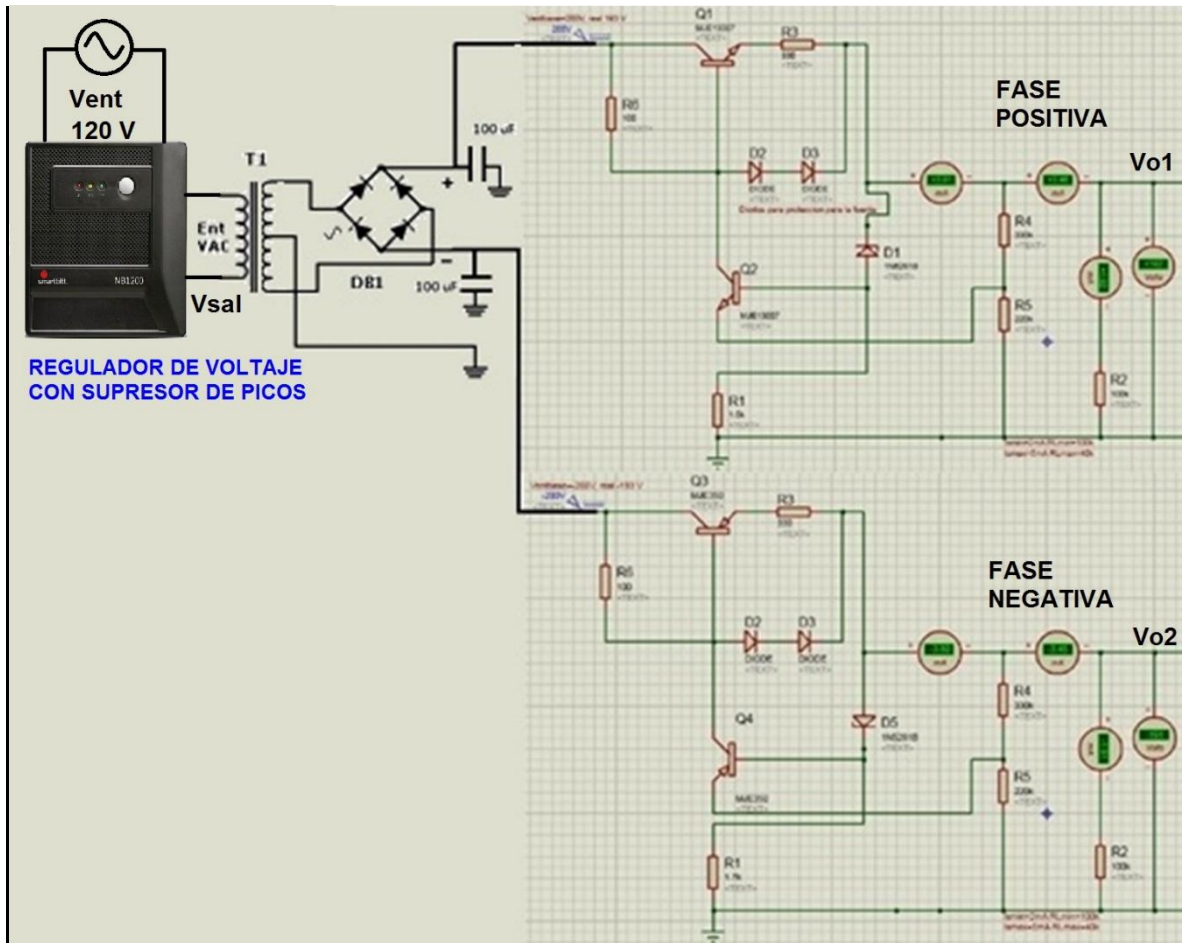


Figura 3.8 Fuente de Tensión en Serie. Con fase positiva y fase negativa.

Como elemento de protección para el circuito de potencia se agrega a la entrada un regulador de voltaje con supresor de picos el cual toma el voltaje de línea a 120V y lo entrega ya regulado al transformador, voltaje de salida (Figura 3.8).

Finalmente para garantizar la simetría de las fuentes se utiliza un transformador (de 120 a 285 VAC) con derivación central a la salida de tal forma que la Tierra común sea éste y las fases negativas y positivas provengan de un puente de diodos conectados a su vez de los extremos del transformador (Figura 3.9).

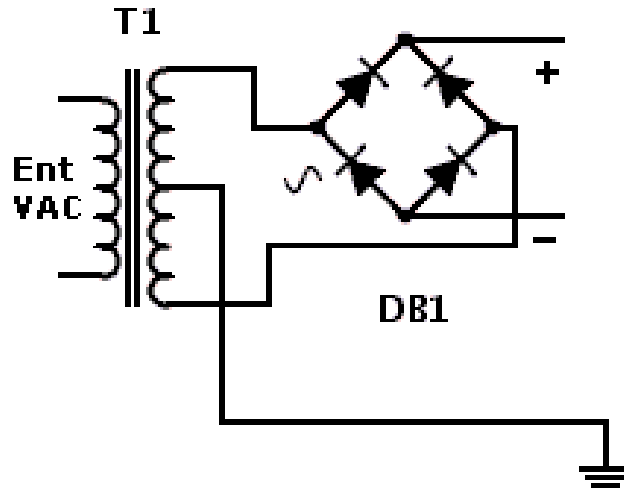


Figura 3.9 Transformador conectado a puente de diodos para simetría [30].

3.4 INTERFAZ GRÁFICA Y DE CONTROL.

Para la interface de usuario se diseña en Labview 2014 primeramente una interfaz gráfica (Figura 3.10) para poder controlar desde el CPU la secuencia de los pulsos a través una tarjeta de adquisición de datos (NI USB-6351), este primer programa permite “calibrar” al sujeto para que se familiarice con el tipo de frecuencias a las cuales será expuesto y se establece un valor de amplitud donde el sujeto informa si percibe claramente la señal de electro estimulación (supraumbral). La interfaz realizada en Labview aprovecha las facilidades de conectividad con la tarjeta de adquisición a través de su puerto analógico el cual nos permite manejar aproximadamente 1 millón de muestras por segundo permitiendo actualizar de manera constante y en tiempo real la señal a ser implementada.

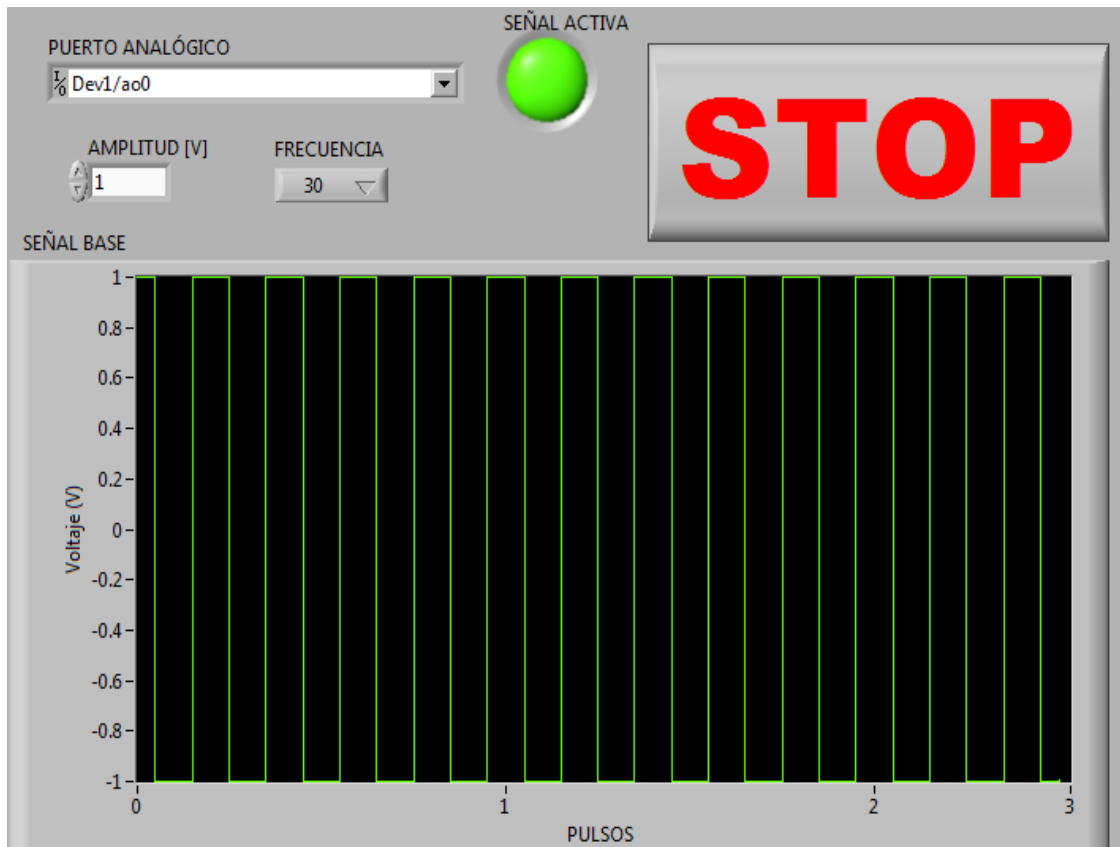


Figura 3.10 Interfaz gráfica 1. Calibración del sujeto.

Posteriormente se diseña una interfaz para una tarea cognitiva (psicofísica, Figura 3.11) donde el sujeto observa una pantalla en negro con un punto de fijación que le indica que el sistema está listo para comenzar por lo que el sujeto debe presionar la barra espaciadora del teclado y mantenerla presionada mientras recibe los estímulos electrotáctiles para posteriormente informar con las teclas 1 o 2 cuál de los dos estímulos se percibe con mayor frecuencia si el primero (tecla 1) o el segundo 2 (tecla 2); Ver punto 4.3.2.

La tarea cognitiva permite evaluar el desempeño de la señal a diferentes frecuencias de muestreo y fijando la amplitud (previamente reportada por el sujeto) que permite controlar el voltaje que es suministrado. Para ello se toma como base las señales de interferenciales (como se menciona en el capítulo 2 más la señal *flutter*) permitiendo la generación de una única señal flutter regulada por dos frecuencias una baja frecuencia (i.e. 440Hz) la cual

es conocida como frecuencia interna y una segunda que hará variar la secuencia de la señal por lo que recibe el nombre de Frecuencia Flutter (i.e. de 10 a 30 Hz). Dicha señal es elaborada desde la PC para ser muestreada por la tarjeta de NI, el diseño del programa es de tipo iterativo permitiendo evaluar a cada frecuencia y si el sujeto es capaz de percibir la electroestimulación; al final el programa es capaz de emitir un txt de la prueba con información para ser analizada posteriormente.

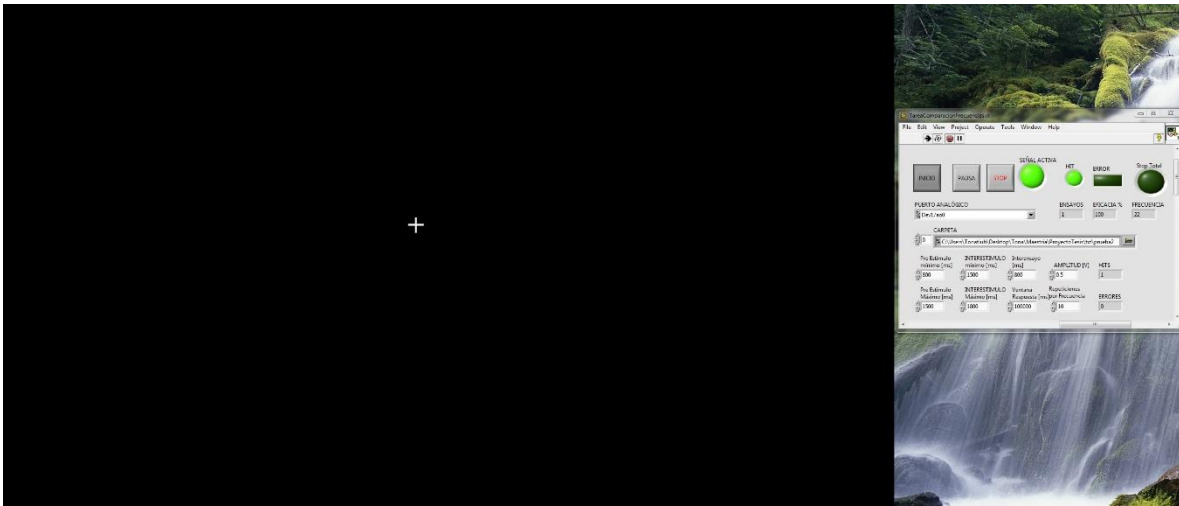


Figura 3.11 Interfaz gráfica 2. Tarea cognitiva o psicofísica.

3.5 DESARROLLO DE PAD.

Para el Pad se necesita un elemento final que beneficie el diseño eléctrico-electrónico sin aumentar la impedancia a la que fue diseñado el dispositivo. Además el electrodo a implementar no debe ser de un material que se oxide con el correr de las pruebas evitando cambios en la manera cómo perciben los sujetos la electro estimulación.

3.5.1 DISEÑO.

Para el diseño del Pad se toma en cuenta el trabajo del Dr. Kaczmareck *et al.* donde se sugiere colocar el electrodo al centro del Pad con la intención de aislar por medio de un espacio vacío con respecto a la Tierra (Figura 3.11) así se garantiza una distancia equidistante de la piel del sujeto con respecto a Tierra y el electrodo evitando así variaciones en la cantidad de voltaje que ingresa al sujeto debido a cambios en distancias. Dicho diseño de electrodos es conocido como electrodos coaxiales.

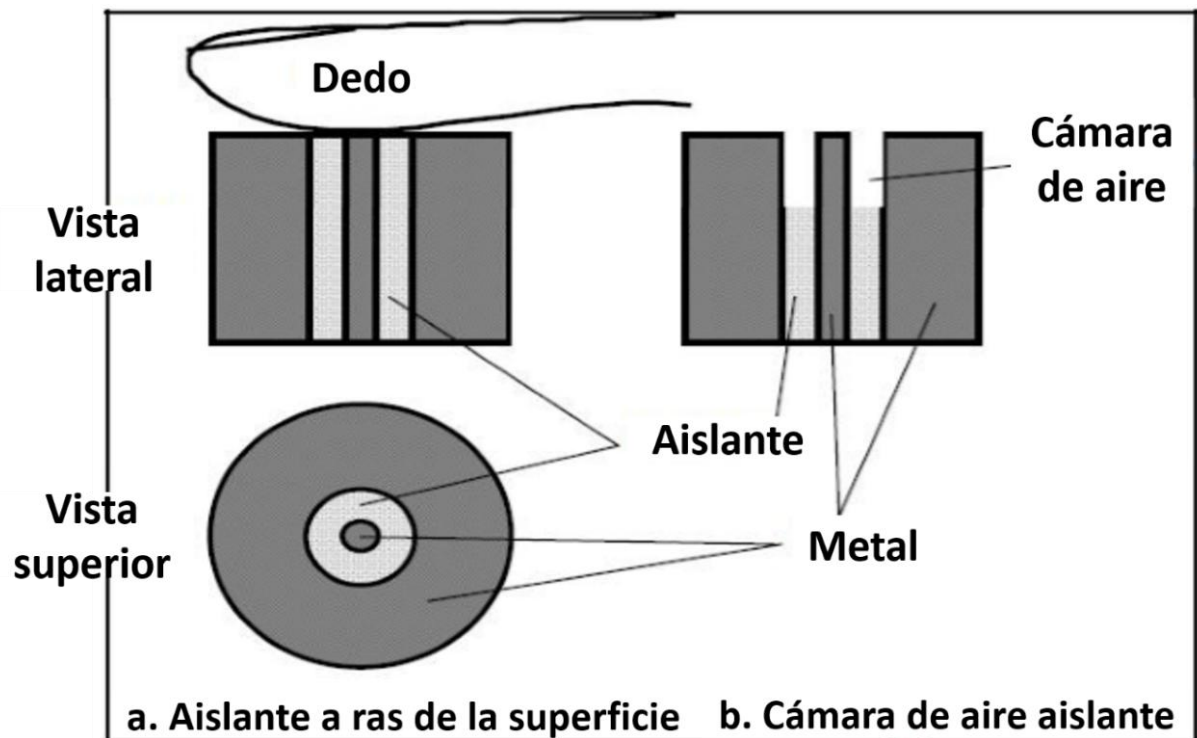


Figura 3.12 Diseño de electrodos Kaczmareck *et al.* [10].

3.5.2 CONSTRUCCIÓN.

Para la construcción del Pad se realizan pruebas considerando varias dimensiones como diámetros de electrodos, ancho de pista (ancho de Tierra) y la distancia de separación entre el electrodo y la Tierra con el fin de encontrar la mejor transferencia de la señal.

- Diámetros de 1, 2, 3, 3.5 y 4 mm.
- Ancho de pista de 0.2, 0.3, 0.35 y 0.4 mm.
- Distancia de separación de 0.8 y 1 mm.

Por las dimensiones tan reducidas se requiere el apoyo al personal del laboratorio de electrónica del CCADET a quienes se les proporciona un archivo con un formato de CNC (Gerber) donde se obtienen una PCB en dichas dimensiones (Figura 3.12). El material que se usa como efector final es cobre recubierto con estaño para evitar oxidación o electrolisis por sudoración de los sujetos, estos materiales están depositados en un sustrato de baquelita también poco reactiva a efectos de electrolisis.

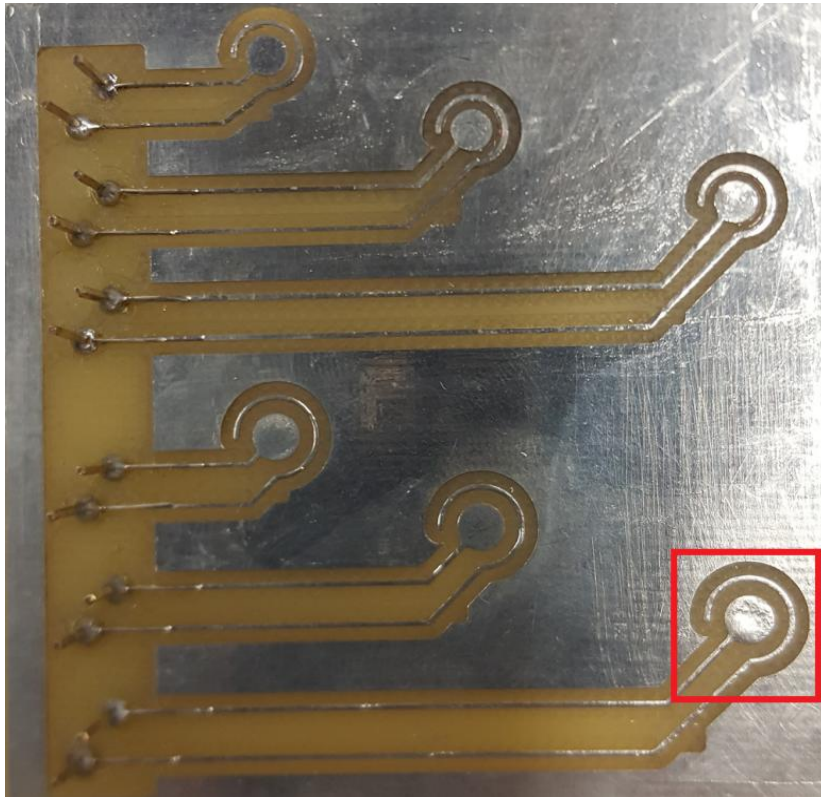


Figura 3.13 PCB con técnica de CNC. En rojo el electrodo seleccionado.

Con base en las pruebas realizadas se concluye que el diseño de diámetro de 4 mm, ancho de pista de 0.4 mm y distancia de separación de 1 mm es el idóneo debido a que permite electroestimular de manera adecuada transfiriendo la señal sin agregar ruido u otros elementos pues al no presentar una superficie excesiva no difumina la señal en la piel y a la vez al no ser más pequeño su diámetro no consigue generar sensaciones incómodas que no benefician las pruebas a largo plazo pudiendo dañar las células mecanorreceptoras o nocioreceptoras.

CAPÍTULO IV. INTEGRACIÓN E IMPLEMENTACIÓN.

El sistema tiene dos niveles de integración uno general del sistema donde son unidas las piezas más importantes para que interactúen y logren la señal de electroestimulación y uno a nivel eléctrico-electrónico donde la suma de diferentes componentes de este tipo permite a las etapas de control y potencia que interactúen en post de hacer funcionar correctamente al realizar su parte en el proceso de muestreo de la señal.

4.1 COMPONENTES.

El sistema está conformado principalmente por una PC, una tarjeta de adquisición de datos de NI con conectividad USB, un diseño eléctrico-electrónico y un Pad de electroestimulación (Figura 4.1).



Figura 4.1 Componentes Principales

Adicionalmente a ellos se presenta la siguiente lista de materiales donde se detalla los elementos utilizados en el diseño eléctrico-electrónico.

Tabla 4.1 Componentes Eléctrico-electrónicos.

Hardware	Cantidad	Modelo
Tarjeta DAQ de NI	1	NI USB-6341
Fuente Bifásica +/-12V DC **LM317 y LM337	1	FD30
Transistor NPN	5	MJE13007A
Transistor PNP	5	MJE5731G
Amplificador Operacional	1	LM741
Diodo Zener	2	NTE5060A
Diodo propósito general	4	1N4007
Condensador 100 uF	2	A 250 V
Condensador 10 uF	1	A 350 V
Transformador para fuente de +/- 12 V	1	De 120 a 48V y 2A
Transformador	1	De 120 a 285V y 80mA
Puente de diodos	1	RS407L
Resistencias	13	Diferentes valores
Regulador de Voltaje	1	SBNB1200
Transformador 1:1	1	140 TEX

4.2 INTEGRACIÓN DEL SISTEMA.

La integración más sustanciosa del sistema se da en el diseño eléctrico-electrónico. Por un lado la etapa de potencia se requiere construir un transformador especial de 120 V a 285 V con derivación central de tal forma y al tomar el Voltaje RMS (Root Mean Square) en consideración se debería obtener un valor aproximado de 200 V por fase (Ec. 4.1).

$$V_{fase} = \left(\frac{285}{2}\right) (\sqrt{2}) = 201.52 [V] \quad (4.1)$$

Posteriormente se agrega un puente de diodos para rectificar la señal y unir la fase positiva y negativa del diseño tomando en cuenta que la derivación central del transformador a 285 V que funciona como referencia de Tierra para todo el diseño eléctrico-electrónico; además de que se complementa la rectificación con dos condensadores a $100 \mu\text{F}$ y capacidad voltaica a 250 V (Figura 4.2).

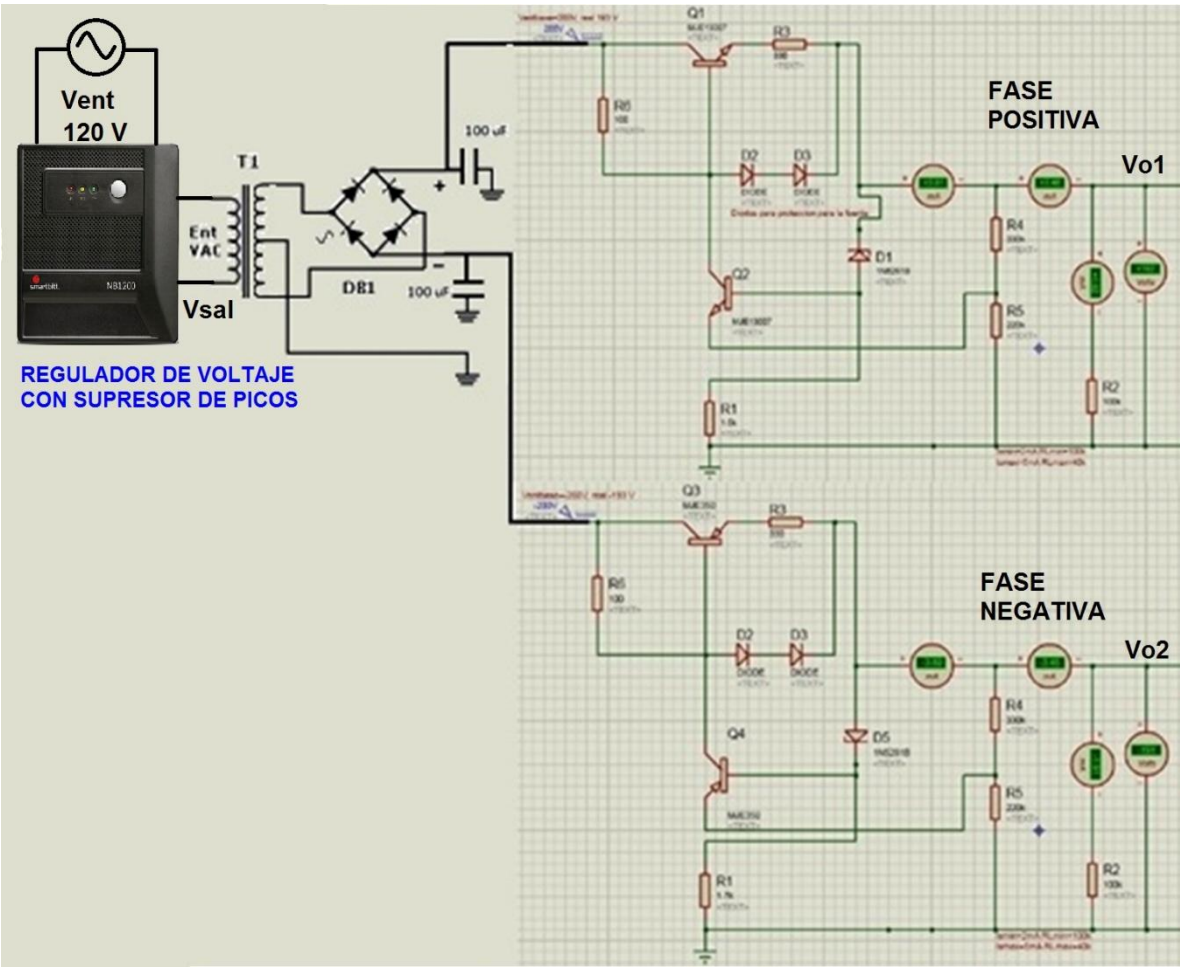


Figura 4.2 Integración etapa de potencia

Para poder limitar la máxima corriente de 2 mA a la cual cada fase puede alimentar al circuito se tiene en consideración la impedancia de carga máxima (100 kΩ) a la cual se puede seguir suministrando voltaje. (Ec. 4.2)

$$I_S = \frac{V_S}{R_L} = \frac{200 [V]}{100 [k\Omega]} = 2 [mA] \quad (4.2)$$

Siendo entonces necesario calcular la resistencia de activación del diodo Zener (NTE5060A) por medio de los valores dados en su hoja de datos donde se obtiene su corriente (I_z) y resistencia (r_z) del diodo Zener. Para ello se utiliza la Ecuación 4.3.

$$R_S = \frac{V_e - I_z R_z - V_z}{I_z \left(1 + \frac{r_z}{R_L}\right) + \left(\frac{V_z}{R_L}\right)} \quad (4.3)$$

Donde:

$V_e \triangleq$ Voltaje de entrada

$I_z \triangleq$ Corriente en Zener

$R_z \triangleq$ Resistencia de Zener

$V_z \triangleq$ Voltaje de Zener

$R_L \triangleq$ Resistencia de Carga

Obteniendo una R_s de alrededor de 1.7 kΩ.

Finalmente para evitar la sobrecarga en la fuente regulada de tipo serial se agregó un par de diodos de propósito general que limitan la cantidad de corriente que puede circular por la fuente (Figura 4.2). Resultando la Ecuación 4.4.

$$R = \frac{V_d}{I_{MAX}} = \frac{0.6 [V]}{2 [mA]} = 300 [k\Omega] \quad (4.4)$$

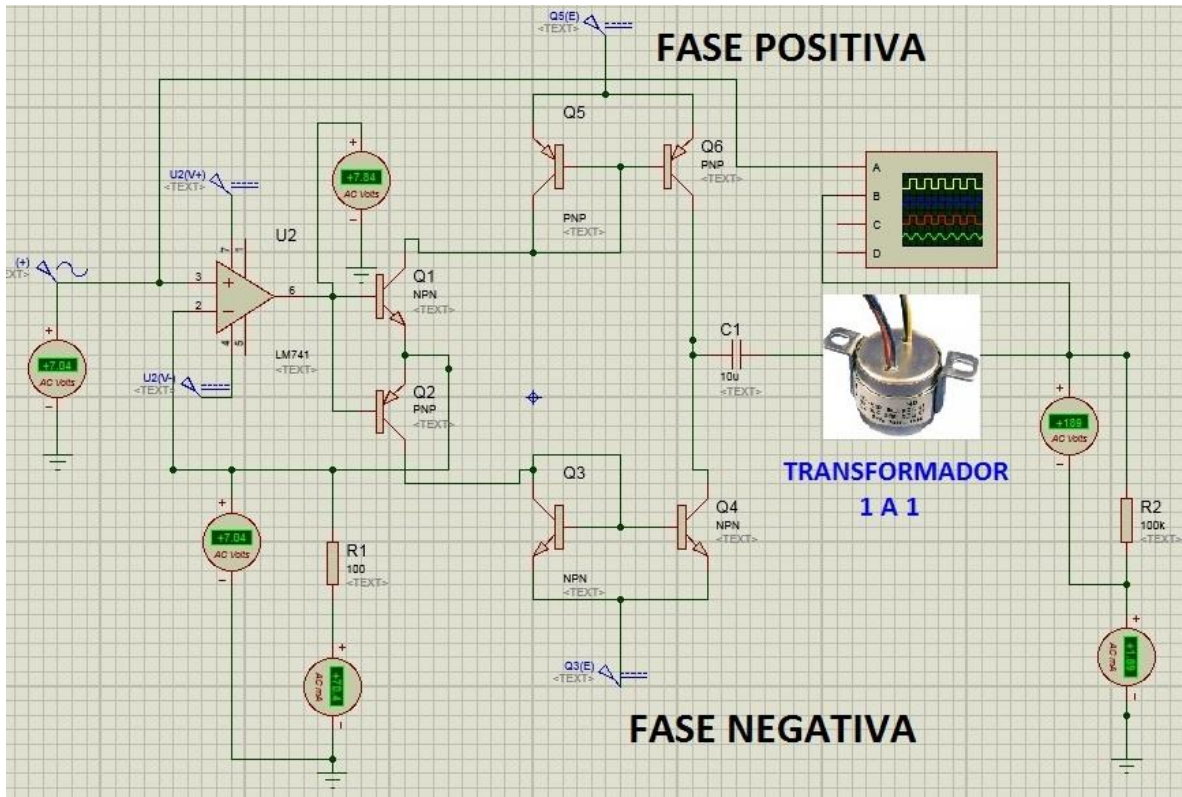


Figura 4.3 Señalamiento de conexión con etapa de control.

Simultáneamente la salida de cada fase debe coincidir con las entradas de fase positiva y fase negativa presentes en el diseño Kajimoto donde se mantendrán en un estado pasivo hasta el momento que el amplificador requiera alguna de ellas y en la proporción dada por el mismo amplificador.

4.3 IMPLEMENTACIÓN.

Para poder garantizar el uso en seres humanos primero se debe asegurar que los niveles de voltaje y amperaje no rebasan lo diseñado y que el control del sistema es óptimo si se desea incluso detener una prueba o suspender momentáneamente como podría ser requerido en la tarea psicofísica. Para ello la implementación se divide en pruebas en equipos de medición (i.e. Osciloscopio) y finalmente, en humanos.

4.3.1 EN EQUIPO DE MEDICIÓN (OSCILOSCOPIO).

Para realizar la prueba del sistema con el Osciloscopio se agrega una resistencia de $100\text{ k}\Omega$ a la salida del transformador de aislamiento para así simular la máxima impedancia de la piel a la que el sistema puede electroestimular. Se verifica que la señal cumpla en los términos de frecuencia a los cuales será generada la señal analógica.

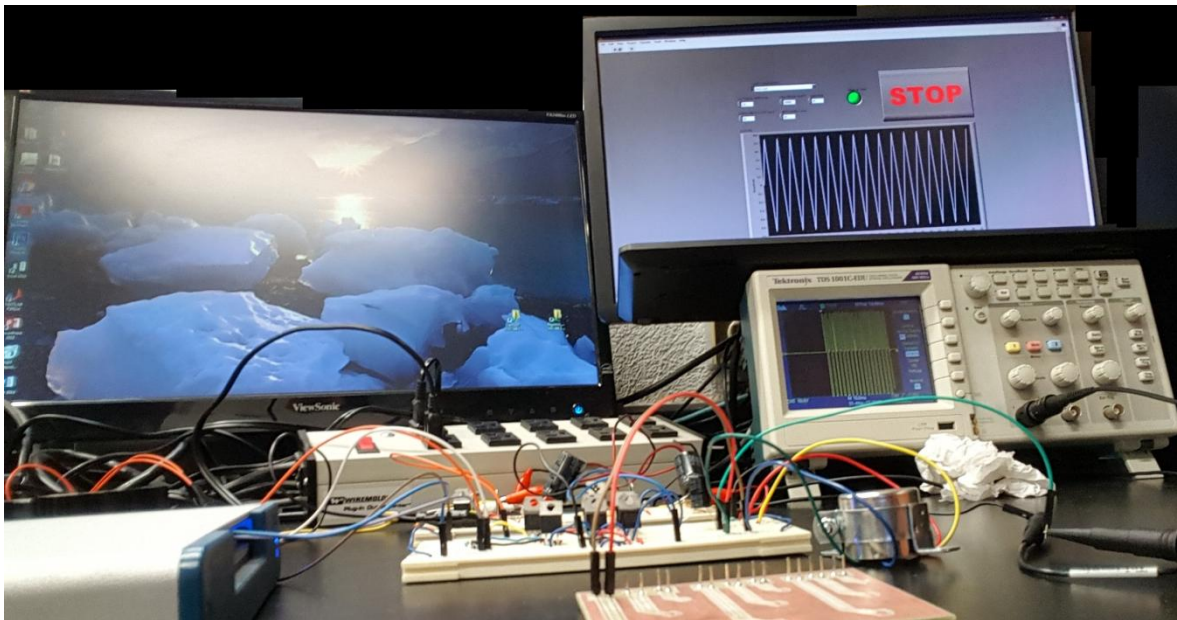


Figura 4.4 Integración del sistema con osciloscopio.

Finalmente se verifica el voltaje de pico a pico por medio de la función Auto Set del Osciloscopio (Tektronix, modelo TDS 1001C-EDU) arrojando los valores de voltaje que ingresan en la resistencia de $100\text{ k}\Omega$ con base al factor de amplificación implementado desde el control en la interfaz gráfica.

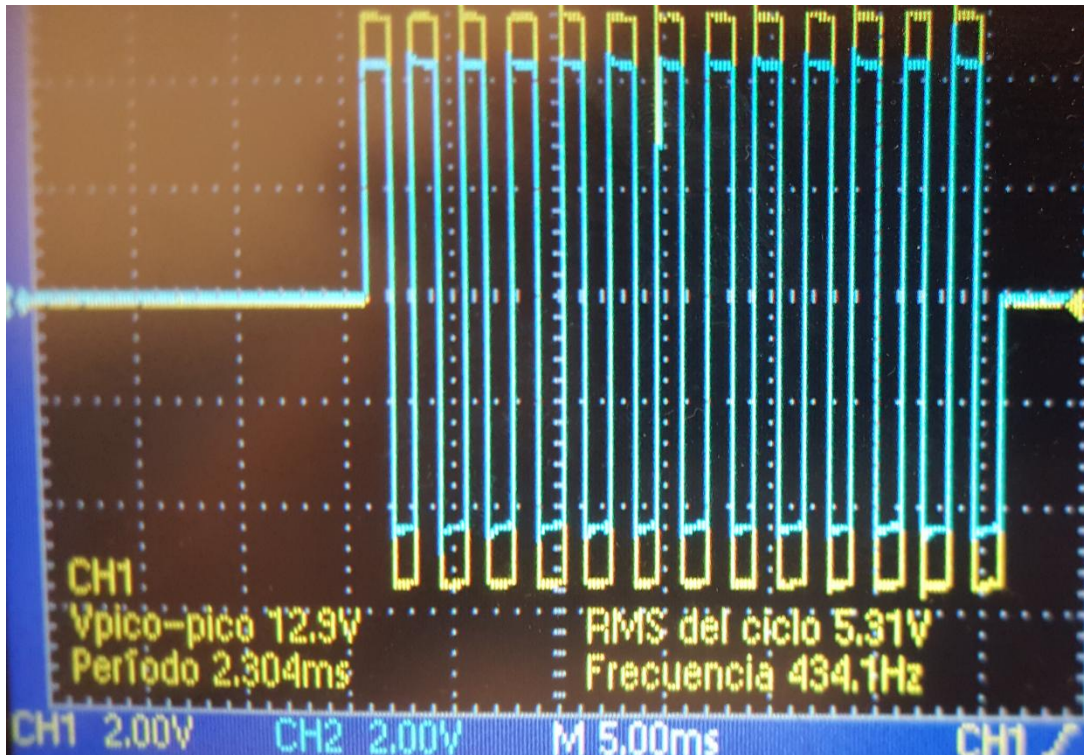


Figura 4.5 Ejemplo de medición voltaje pico a pico. En amarillo señal de entrada al transformador y en azul señal de salida del transformador.

4.3.2 EN HUMANO ADULTO.

Para la implementación del sistema en humanos se diseñó una tarea psicofísica (ver sección 3.4) la cual permite interactuar con los sujetos en un ambiente controlado la variación de frecuencias y a su vez generar un archivo txt que sirve para analizar a posteriori la información recabada en la prueba (Figura 4.6).

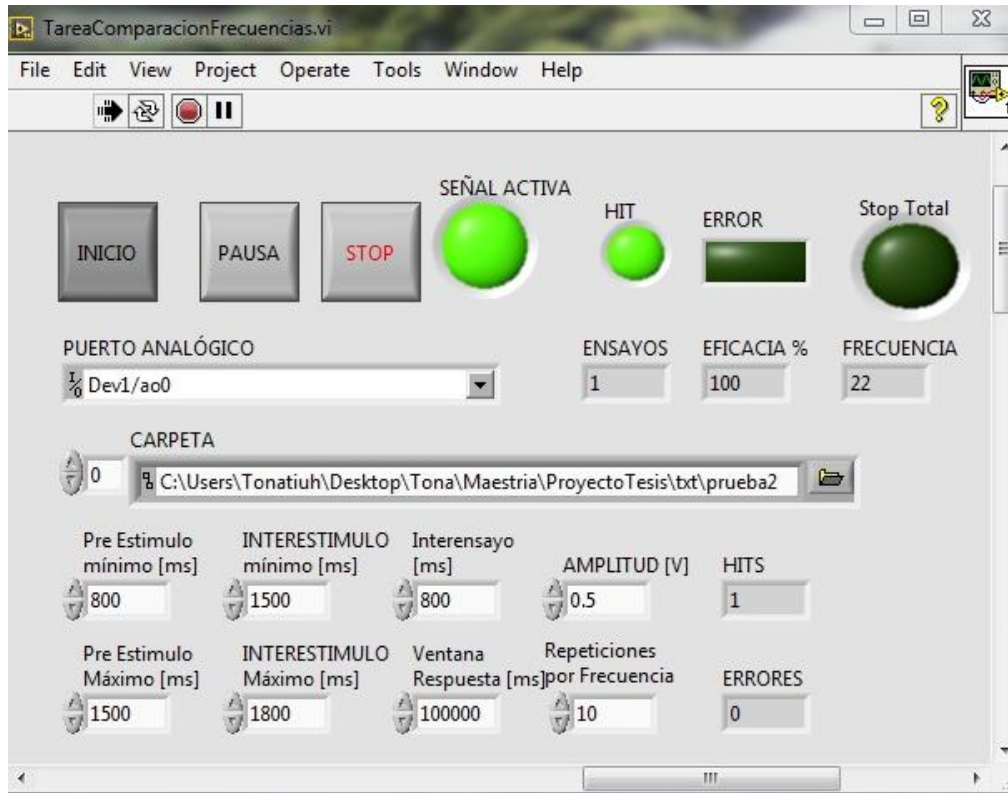


Figura 4.6 Interfaz gráfica de psicofísica.

La tarea consiste en: primero la aparición de un punto de fijación en una pantalla en negro (Figura 3.11) el cual informa al sujeto de que puede comenzar la tarea, luego a través de presionar la barra espaciadora ocurre un tiempo de espera aleatorio (800-1500 ms) después se muestrea la señal base (20 Hz), inmediatamente ocurre otro tiempo de espera aleatorio (1500 a 1800 ms) al final dicho tiempo se muestrea la señal de comparación y se le informa al sujeto por medio de la desaparición del punto de fijación que puede liberar la barra espaciadora y contestar si la primera señal es de mayor frecuencia presionando 1 (en el NumPad) o si al contrario la mayor frecuencia corresponde al segundo estímulo presionado 2 ; tanto la señal base como la de comparación tiene una duración de 1 segundo [33]. Por último, la tarea se reinicia al ocurrir un tiempo interensayo de 800 ms donde al final de este vuelve a aparecer el punto de fijación (Figura 4.6).

Se aprovecha la forma plana del Pad para colocarlo en una superficie lisa de esta forma cualquier persona coloca un dedo sobre el Pad sin necesidad de estar reacomodando el dedo. Se pide a los sujetos coloquen un dedo de la mano izquierda, preferentemente en el que al ejecutar la primera interfaz identifiquen como el más sensible, la punta del dedo seleccionado permanece inmóvil a lo largo de la prueba; la respuesta en el teclado es efectuada por la mano derecha del sujeto.

CAPÍTULO V. EXPERIMENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Para el desarrollo de las pruebas se diseña una tarea de tipo cognitiva pidiéndole a los sujetos identificar cuál de las dos frecuencias de flutter presentadas en secuencia se percibía como mayor si la primera o la segunda; para ello se establece como frecuencia base para la comparación de 20 Hz [33]. La tarea está diseñada de tal forma que con poco sujetos y muchas repeticiones (diez repeticiones por par de estímulos) se puede obtener un resultado que nos de indicios del umbral mínimo de electro estimulación.

5.1 PRUEBAS PSICOFÍSICAS.

La prueba psicofísica como se mencionó anteriormente tiene como objetivo encontrar el umbral mínimo de activación de la sensación electro táctil a través de la variación de las frecuencias Flutter conservando una amplitud a 400 Vpp aproximadamente y con limitación de corriente a 2 mA.

La frecuencia flutter tiene una variación desde 10 hasta 30 Hz dada por pasos de 2 en 2 Hz y estableciendo siempre como señal base que sirve de comparación la señal de 20 Hz [33]. Con lo que se tienen once valores de frecuencia de donde se supone un umbral (Tabla 5.1), además la presentación de la secuencia de frecuencias es de manera aleatoria, en el caso de la frecuencia de comparación, de tal forma que la frecuencia base siempre es la primera de la secuencia. En esta prueba la amplitud se encuentra fija.

Tabla 5.1 Relación de Frecuencias en Hz.

Frecuencia Base	Frecuencia a comparar
20	10
20	12
20	14
20	16
20	18
20	20
20	22
20	24
20	26
20	28
20	30

5.2 ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Para llevar a cabo el respectivo análisis estadístico de los experimentos efectuados se plantea una tarea cognitiva para obtener una curva psicofísica debido a que no existen trabajos previos en los cuales se utilice el efecto de señal interferencial de flutter eléctrico en sistema somatosensorial por lo que se busca establecer un análisis simple para detectar el umbral de activación de los mecanorreceptores con este tipo de señal.

5.2.1 MÉTODO WEBER-FECHNER.

El método usado es la curva Weber-Fechner [31] la cual consta de la relación entre la intensidad de un estímulo y la sensación que produce en un sujeto (curva usada en detección auditiva). El aporte de Fechner a la

curva de Weber nos permite establecer un modelo matemático en el cual al multiplicarse la intensidad de los estímulos, las sensaciones aumentan por adición lo cual identifica la curva como de tipo logarítmica. (Figura 5.1).

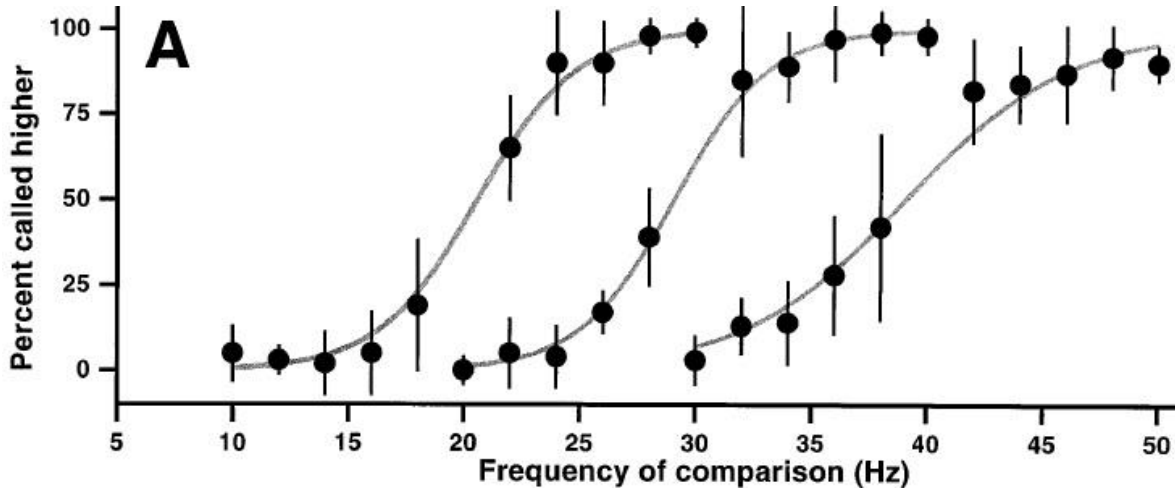


Figura 5.1 Curva psicofísica [33].

Dicha curva se obtiene de la expresión en la Ecuación 5.1.

$$\Delta E = k \frac{\Delta R}{R} \tag{5.1}$$

Donde:

$\Delta E \triangleq$ Aumento de Sensación

$\Delta R \triangleq$ Razón de cambio en el estímulo

$R \triangleq$ Valor actual de R

$k \triangleq$ Constante de proporcionalidad

A la Ec. 5.1 se le realiza la integración obteniendo Ecuación 5.2

$$E = 2.3K \log(R/R_0) \tag{5.2}$$

Donde: $In(x) = 2.3 \log(x)$

Con este método [32] se puede encontrar el umbral de detección de los sujetos para frecuencia flutter al informar por medio de la tarea cognitiva si hubo sensación diferencial o no a través del dispositivo. Se tiene entonces la posibilidad de establecer si los sujetos poseen una alta o baja discriminación a la señal de electroestimulación.

5.2.2. ANÁLISIS Y RESULTADOS.

La prueba está planeada para que cada sujeto experimente diez veces cada par de combinaciones de secuencias de frecuencias flutter (base y comparación) de tal forma que con pocos sujetos se tenga una alta repetición de los estímulos y se pueda decidir realmente si los sujetos en efecto sintieron un estímulo pues su probabilidad de detección debe ser clara y no se encuentra en el azar.

Para el análisis del archivo de salida (txt), se obtiene los datos en cada sujeto de su prueba psicofísica y se toman las respuestas al presentar el par de combinaciones que son calificadas como correctas si la respuesta coincide con cuál es la frecuencia más alta e incorrecta si se califica de forma contraria. Dicho archivo txt es analizado en Matlab para obtener la curva individual de desempeño de cada sujeto y posteriormente se realiza el ajuste sigmoïdal, el cual se considera un ajuste no lineal (Weber-Fechner), con los datos de todos los sujetos (n=6).

Se observa un claro ajuste de la curva psicofísica (Figura 5.2) con trabajos previos realizados [33] en los cuales el elemento efector es una punta que estimula de forma mecánica a los sujetos bajo frecuencias flutter mecánicas. La señal interferencial de flutter eléctrico al realizar el ajuste sigmoïdal presenta una clara tendencia a señalar cambios graduales en la

percepción de los sujetos cuando realizan la comparación entre si (Tabla 5.2).

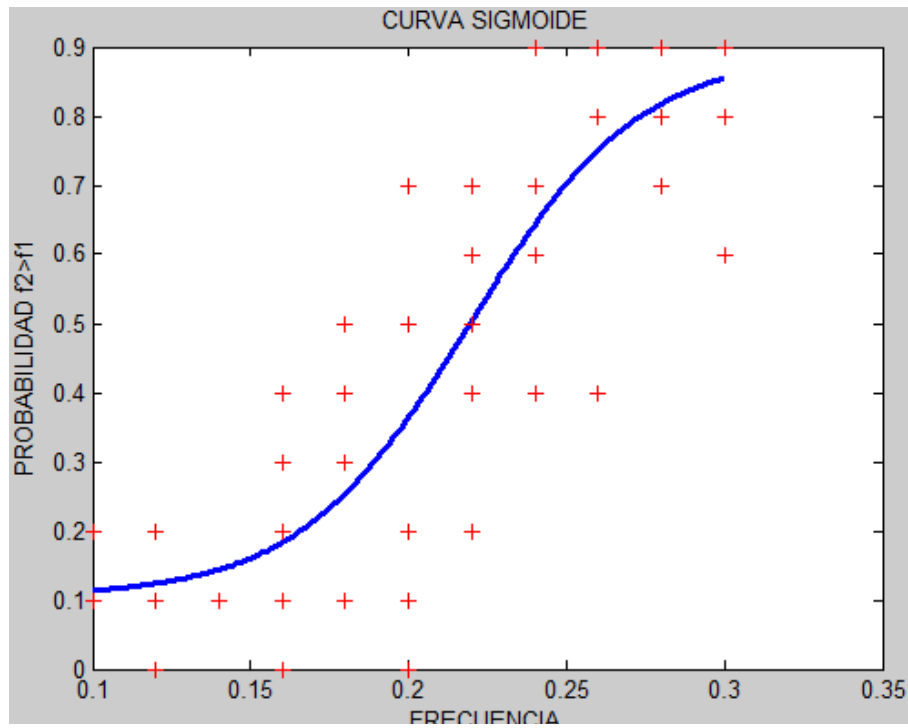


Figura 5.2 Curva psicofísica electro estimador.

Tabla 5.2 Probabilidad media de detección.

Frecuencia [Hz]	Probabilidad de Detectar F2>F1
10	0.1333
12	0.1166
14	0.1000
16	0.2000
18	0.2833
20	0.3666
22	0.4666
24	0.6500
26	0.7666
28	0.8333
30	0.8333

Además para poder corroborar que el ajuste sigmoideal cumple con la estadística de este tipo de pruebas psicofísicas se recurre al DL (limen diferencial [32]) que es la medida mínima de diferencia creciente perceptible por los sujetos al comparar dos frecuencias de flutter, es decir, el umbral de percepción; el cual se usa para comparar con trabajos similares [33]. El DL se obtiene con la Ecuación 5.3.

$$DL = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{f_{25}} - \frac{1}{f_{75}} \right] \quad (5.3)$$

Donde:

$f_{25} \triangleq$ Valor de frecuencia cuando la probabilidad es del 25 %

$f_{75} \triangleq$ Valor de frecuencia cuando la probabilidad es del 75 %

Sustituyendo dichos valores en la ecuación 5.3 se obtiene:

$$DL = \frac{1}{2} \left[\frac{1}{18} - \frac{1}{26.1} \right]$$

$$DL = 8.62 [ms]$$

Dicho valor es comparado con los encontrados por Hernández [33] de 6.37 ms, 6.68 ms y 8.57 ms para los valores comprendidos entre 10 y 30 Hz de frecuencia flutter mecánica.

Adicionalmente al cálculo de DL, se realiza de nuevo la gráfica de ajuste sigmoideal agregando por un lado límite inferior y superior de la desviación estándar (Figura 5.3, líneas en Magenta) y el de error estándar por frecuencia Tabla 5.3 (Figura 5.3, barras en azul) con el fin de hacer más claro la distribución de los datos como sus desviaciones.

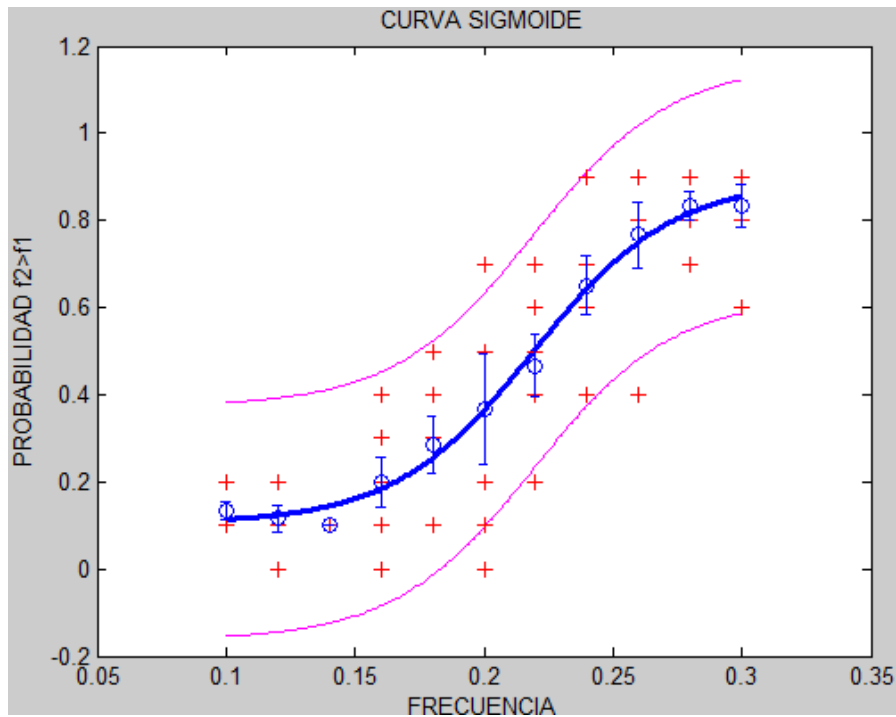


Figura 5.3 Curva psicofísica con ajustes estadísticos.

Tabla 5.3 Error estándar por frecuencia

Frecuencia [Hz]	Error estándar
10	0.0211
12	0.0307
14	0.0000
16	0.0577
18	0.0654
20	0.1256
22	0.0715
24	0.0671
26	0.0760
28	0.0333
30	0.4944

El error estándar se obtiene la Ecuación 5.4 [39].

$$Err\ std = \frac{Desv\ std(\bar{Y})}{\sqrt{N}} \quad (5.4)$$

Donde:

Desv std \triangleq *Desviación estándar correspondiente a cada vector \vec{Y}*

\vec{Y} \triangleq *Vector de datos correspondiente a cada frecuencia*

N \triangleq *Número de sujetos en la prueba = 6*

CONCLUSIONES.

Se logra desarrollar un dispositivo de estimulación eléctrica cutánea para dedos de la mano humana a través de una señal dedicada llamada interferencial de flutter eléctrico; ambas condiciones no habían sido usadas previamente para la activación de campos sensoriales en mecanorreceptores ni en sistema somatosensorial.

Se desarrolla un Pad de cobre con baño de estaño y con fibra de vidrio como material de sustrato; que favorece la electro estimulación bajo la idea de diseño de electrodo coaxial.

Se obtiene una sensación táctil artificial, por medio de la señal interferencial de flutter eléctrico, que logra emular una estimulación mecánica.

Se desarrolla un hardware y software capaz de adecuarse a los parámetros físicos de voltaje, corriente y frecuencia provenientes de la señal interferencial de flutter eléctrico para lograr la electro estimulación en mecanorreceptores.

Adicionalmente, el dispositivo es controlado a partir de una interfaz gráfica implementada en Labview, que logra generar las frecuencias flutter por medio de una salida analógica en una tarjeta de adquisición de datos (NIDAQ) permitiendo perfecta interacción con el diseño eléctrico-electrónico.

También adicionalmente, se implementa una etapa de potencia a través de una fuente de tensión en serie de tipo simétrica bifásica limitada en corriente a 2 mA y con condiciones de seguridad al sujeto [40] (regulador de voltaje y transformador 1 a 1), la cual alimenta a la etapa de control permitiendo la electro estimulación.

Se propone, con base a los resultados obtenidos en las pruebas psicofísicas, un umbral de activación en voltaje pico a pico de los mecanorreceptores de la mano humana con un valor aproximado de 400 limitando en corriente a 2 mA.

Finalmente con las frecuencias de *flutter*, y a través de la tarea cognitiva, se encuentra una curva psicofísica comparable con trabajos previos de tipo mecánico [33] por medio del umbral de percepción o DL (limen diferencial) de 8.62 ms en el caso del electro estimulador y de 6.37 ms para el mecánico [33]; en el mismo rango de frecuencias de 10 a 30 Hz. Lo cual comprueba que el electro estimulador es capaz de generar sensaciones táctiles similares a las mecánicas.

TRABAJO A FUTURO.

En el proyecto se propone como trabajo a futuro la estimulación electro táctil para generar la percepción de volumen, si bien se puede lograr cierto grado básico de volumen (i.e. profundidad) a través del aumento en la amplitud de las señales (sensación de punta en el Pad) se debería explorar una idea más completa de volumen a través del aumento de Pads en diferentes dedos con variaciones en cada uno de amplitud y frecuencia de aparición para generar en los sujetos sensaciones de volumen tridimensional. A su vez, el diseño electrónico es perfectible para generar sensaciones de barrido (presencia ausencia de señal) en los diferentes dedos beneficiando la señal interferencial de flutter eléctrico como una sensación artificial de volumen.

REFERENCIAS.

1. P. Delmas, J. Hao, L. Rodat-Despoix. "Molecular mechanisms of mechanotransduction in mammalian sensory neurons". Neuroscience. Nature Review. Macmillan Publishers Limited. Volumen 12, pages: 139 a 153. Marzo 2011.
2. E.A. Lumpkin, M.J. Caterina. "Mechanisms of sensory transduction in the skin". Nature 445, 858-865. 2007.
3. A. Iggo, K.H. Andres. "Morphology of cutaneous receptors" Neuroscienc. Annual Review. 1982
4. B.L. Munger, C. Ide. "The structure and function of cutaneous sensory receptors". Arch Histol. Cytol. Page 1-34. 1988.
5. A. M. Echenique, J. P. Graffigna, O. Nasisi, V Mut. "Técnicas de Estimulación Táctil". Gabinete de Tecnología Médica. Universidad Nacional de San Juan. Facultad de Ingeniería. Octubre de 2010. Argentina.
6. K.O. Johnson. "The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors". Curr. Opin. Neurobiology. Pages 455-461. 2001.
7. E.R. Wood, P.A. Dudchenko. "Aging, spatial behavior and the cognitive map". Nature. 2003.
8. A. van Boxtel. "Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10 mA". Med, & Biol. Eng. & Comput. Num: 15, pages 679-657, 1977.

9. K. A. Kaczmarek, J. G. Webster. "Voltage-current Characteristics of the Electrotactile Skin-Electrode Interface". *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Seattle, WA, vol. 11, IEEE, pages 1526-1527, 1989.
10. K. Kaczmarek. "Electrotactile Display of Computer Graphics for Blind Final Report". University of Wisconsin–Madison. 2004.
11. H. Kajimoto, "Electrotactile Display with Real-Time Impedance Feedback Using Pulse Width Modulation". *IEE Transactions on Haptics*, Vol. 5, No. 2, April-June 2012.
12. P. Alonso, "Los corpúsculos Sensitivos en los vertebrados: corpúsculos de Meissner y Pacini en humanos y otros primates". Universidad de Oviedo, Tesis doctoral. 2015.
13. BodyWorlds. "Sistema Nervioso". 2017. <https://funsubstance.com/all/next/232764/> (último acceso: 13 de Enero de 2017).
14. M. Latarjet, A. Ruiz. "Anatomía Humana". 4ª Edición. Tomo 1. Editorial Médica Panamericana. 2004.
15. R. Nieuwenhuys, J. Voogd, C. Van Huijzen. "El sistema nervioso central humano". 4ª Edición. Tomo 1. Editorial Médica Panamericana. 2009.
16. E. Bustamante. "El sistema nervioso: desde las neuronas hasta el cerebro humano". 1ª Edición. Editorial Universidad de Antioquía. 2007.

17. ADAM, "Corte lateral". 2017.
[http://www.adamimages.com/Brain-\(Lat\)-Illustration/PI18176/F4](http://www.adamimages.com/Brain-(Lat)-Illustration/PI18176/F4)
(último acceso: 13 de Enero de 2017).
18. Colegio América, "Corteza cerebral humana". 2017.
<http://www.colegioamerica.edu.uy/MATERIAL/BIOLOGIA/Seccion%207/7%20-%20Capitulo%2049.htm> (último acceso: 13 de Enero de 2017).
19. D. Cardinali. "Neurociencia aplicada sus fundamentos". 1ª Edición. Editorial Médica Panamericana. 2007.
20. D. Purves, G. Augustine, D. Fitzpatrick, W. Hall, A. Lamantia, J. McNamara, S. Williams. "Neuroscience" 3ª Edición. Sinauer Associates, Inc. 2004.
21. D. Haines. "Principios de neurociencia: con aplicaciones básicas y clínicas". 3ª Edición. Elsevier Saunders. 2006.
22. U. Cantabria. "Funciones sensoriales: sistema somatosensorial". Universidad de Cantabria. 2011.
<http://ocw.unican.es/ciencias-de-la-salud/fisiologia-humana-2011-g367/material-de-clase/bloque-tematico-6.-fisiologia-del-sistema-nervioso/tema-2.-funciones-sensoriales-sistema/tema-2.-funciones-sensoriales-sistema> (último acceso: 13 de Enero de 2017).
23. Dalcame. "Características técnicas de las formas de ondas, amplitudes, corrientes, frecuencias y tiempos de aplicación utilizadas en la electroterapia". Grupo de Investigación Biomédica Dalcame. 2017. <http://www.dalcame.com/> (último acceso: 15 de Enero de 2017).

24. M. Tezuka, N. Miki. "Presentation of Various Sensations Using Micro-Needle Electrotactile Display" Plos One. Febrero 2016.
25. H. Araiza, R. Muñoz. "Medición de impedancia eléctrica de la piel en el rango de frecuencia de 5 a 1000 Hz". Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol XXVIII, Núm. 2. Pp 77-82. Diciembre 2007.
26. K. Kaczmarek, J. Webster, R. Radwin. "Maximal Dynamic Range Electrotactile Stimulation waveforms". IEEE. Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 7. July 1992.
27. A. Fujishiro, S. Takahashi, K. Sawada, T. Kawano. "Flexible neural electrode arrays with switch-matrix based on a planar silicon process". IEEE Electron device letters, Vol. 35. No. 2. February 2014.
28. L. Pérez. "NTP 400: Corriente eléctrica: efectos al atravesar el organismo humano". Ministerio de trabajo y asuntos sociales España. 1994.
29. R. Marín. "Electroterapia en fisioterapia". 3ª Edición. Editorial Médica Panamericana. 2014.
30. Unicrom. "Fuente de voltaje variable de doble polaridad". 2017. <http://unicrom.com/fuente-de-voltaje-variable-de-doble-polaridad/> (último acceso: 15 de Enero de 2017).
31. E. Cuenca. "Fundamentos de Fisiología". 1ª Edición. International Thomson Editores Paraninfo. 2006.
32. M. Möser. J. Barrios. "Ingeniería acústica: teoría y aplicaciones". 2ª Edición. Springer. 2009.

33. A. Hernández, E. Salinas, R. García, R. Romo. "Discrimination in the Sense of Flutter: New Psychophysical Measurements in Monkeys". The Journal of Neuroscience. Agosto 1997.
34. R. Romo, E. Salinas. "Flutter Discrimination: Neural Codes, Perception, Memory and Decision Making". Nature. Marzo 2003.
35. W. Talbot, I. Darian-Smith, H. Hans, V. Mouncastle. "The Sense of Flutter-Vibration: Comparison of the Human Capacity with Response Patterns of Mechanoreceptive Afferents from the Monkey Hand". Journal of Neurophysiology. 1968.
36. L. Lemus, A. Hernández, R. Luna, A. Zainos, R. Romo. "Do Sensory Cortices Process More than One Sensory Modality during Perceptual Judgments?" Neuron. Julio 2010.
37. D. Garrido, E. Guillan. "Aplicaciones de la Electrónica" Universidad de Oriente Santiago de Cuba. 2010
38. H. Kajimoto, N. Kawakami, T. Maeda, S. Tachi. "Tactile Feeling Display using Functional Electrical Stimulation". The Virtual Reality Society of Japan. 1999.
39. S. Ross. "A first course in probability". 7a Edición. Pearson Prentice Hall. 2006.
40. F. Daura. "El aislamiento eléctrico en los equipos electromédicos". CEMDAL. 2015.

ANEXOS.

ANEXO 1. HOJA DE DATOS ZENER NTE5060A

www.agelectronica.com

www.agelectronica.com



NTE5000A thru NTE5060A Zener Diode, 1/2 Watt ±5% Tolerance

Features:

- Zener Voltage 2.4 to 200V
- DO35 Package

Maximum Ratings:

Operating Junction Temperature Range, T_{opr} -65° to +200°C
 Storage Temperature Range, T_{stg} -65° to +200°C
 DC Power Dissipation, P_D 500mW
 Derate Above 75°C 4.0mW/°C
 Forward Voltage ($I_F = 200mA$), V_F 1.1V

Electrical Characteristics: ($T_C = +25^\circ C$, unless otherwise specified)

NTE Type Number	Nominal Zener Voltage $V_z @ I_{zt}$ (Note 1) Volts	Zener Test Current (I_{zt}) mA	Maximum Dynamic Impedance		Typical Temperature Coefficient (Note 2) α_{vz} %/°C	Maximum Leakage Current $I_R @ V_R$	
			$Z_{zt} @ I_{zt}$	$Z_{zk} @ 0.25mA (I_{zk})$		μA	Volts
			Ohms	Ohms			
NTE5000A	2.4	20	30	1200	-0.085	100	1.0
NTE5001A	2.5	20	30	1250	-0.085	100	1.0
NTE5002A	2.7	20	30	1300	-0.080	75	1.0
NTE5003A	2.8	20	30	1400	-0.080	75	1.0
NTE5004A	3.0	20	29	1600	-0.075	50	1.0
NTE5005A	3.3	20	28	1600	-0.070	25	1.0
NTE5006A	3.6	20	24	1700	-0.065	15	1.0
NTE5007A	3.9	20	23	1900	-0.060	10	1.0
NTE5008A	4.3	20	22	2000	±0.055	5	1.0
NTE5009A	4.7	20	19	1900	±0.030	5	2.0
NTE5010A	5.1	20	17	1600	±0.030	5	2.0
NTE5011A	5.6	20	11	1600	+0.038	5	3.0

www.agelectronica.com

www.agelectronica.com

Electrical Characteristics (Cont'd): ($T_C = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified)

NTE Type Number	Nominal Zener Voltage $V_Z @ I_{ZT}$ (Note 1)	Zener Test Current (I_{ZT})	Maximum Dynamic Impedance		Typical Temperature Coefficient (Note 2) α_{VZ}	Maximum Leakage Current $I_R @ V_R$	
			$Z_{ZT} @ I_{ZT}$	$Z_{ZK} @ 0.25\text{mA} (I_{ZK})$		μA	Volts
	Volts	mA	Ohms	Ohms	%/ $^\circ\text{C}$	μA	Volts
NTE5012A	6.0	20	7	1600	+0.038	5	3.5
NTE5013A	6.2	20	7	1000	0.045	5	4.0
NTE5014A	6.8	20	5	750	0.050	3	5.0
NTE5015A	7.5	20	6	500	0.058	3	6.0
NTE5016A	8.2	20	8	500	0.062	3	6.5
NTE5017A	8.7	20	8	600	0.065	3	6.5
NTE5018A	9.1	20	10	600	0.068	3	7.0
NTE5019A	10	20	17	600	0.075	3	8.0
NTE5020A	11	20	22	600	0.076	2	8.4
NTE5021A	12	20	30	600	0.077	1	9.1
NTE5022A	13	9.5	13	600	0.079	0.5	9.9
NTE5023A	14	9.0	15	600	0.082	0.1	10
NTE5024A	15	8.5	16	600	0.082	0.1	11
NTE5025A	16	7.8	17	600	0.083	0.1	12
NTE5026A	17	7.4	19	600	0.084	0.1	13
NTE5027A	18	7.0	21	600	0.085	0.1	14
NTE5028A	19	6.6	23	600	0.086	0.1	14
NTE5029A	20	6.2	25	600	0.086	0.1	15
NTE5030A	22	5.6	29	600	0.087	0.1	17
NTE5031A	24	5.2	33	600	0.088	0.1	18
NTE5032A	25	5.0	35	600	0.089	0.1	19
NTE5033A	27	4.6	41	600	0.090	0.1	21
NTE5034A	28	4.5	44	600	0.091	0.1	21
NTE5035A	30	4.2	49	600	0.091	0.1	23
NTE5036A	33	3.8	58	700	0.092	0.1	25
NTE5037A	36	3.4	70	700	0.093	0.1	27
NTE5038A	39	3.2	80	800	0.094	0.1	30
NTE5039A	43	3.0	93	900	0.095	0.1	33
NTE5040A	47	2.7	105	1000	0.095	0.1	36

Electrical Characteristics (Cont'd): ($T_C = +25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified)

NTE Type Number	Nominal Zener Voltage $V_Z @ I_{ZT}$ (Note 1)	Zener Test Current (I_{ZT})	Maximum Dynamic Impedance		Typical Temperature Coefficient (Note 2) α_{VZ}	Maximum Leakage Current $I_R @ V_R$	
			$Z_{ZT} @ I_{ZT}$	$Z_{ZK} @ 0.25\text{mA } (I_{ZK})$		μA	Volts
	Volts	mA	Ohms	Ohms	%/ $^\circ\text{C}$	μA	Volts
NTE5041A	51	2.5	125	1100	0.096	0.1	39
NTE5042A	56	2.2	150	1300	0.096	0.1	43
NTE5043A	60	2.1	170	1400	0.097	0.1	46
NTE5044A	62	2.0	185	1400	0.097	0.1	47
NTE5045A	68	1.8	230	1600	0.097	0.1	52
NTE5046A	75	1.7	270	1700	0.098	0.1	56
NTE5047A	82	1.5	330	2000	0.098	0.1	62
NTE5048A	87	1.4	370	2200	0.099	0.1	68
NTE5049A	91	1.4	400	2300	0.099	0.1	69
NTE5050A	100	1.3	500	2600	0.110	0.1	76
NTE5051A	110	1.1	750	3000	0.110	0.1	84
NTE5052A	120	1.0	900	4000	0.110	0.1	91
NTE5053A	130	0.95	1100	4500	0.110	0.1	00
NTE5054A	140	0.90	1300	4500	0.110	0.1	106
NTE5055A	150	0.85	1500	5000	0.110	0.1	114
NTE5056A	160	0.80	1700	5500	0.110	0.1	122
NTE5057A	170	0.74	1900	5500	0.110	0.1	129
NTE5058A	180	0.68	2200	6000	0.110	0.1	137
NTE5059A	190	0.66	2400	6500	0.110	0.1	144
NTE5060A	200	0.65	2500	7000	0.110	0.1	152

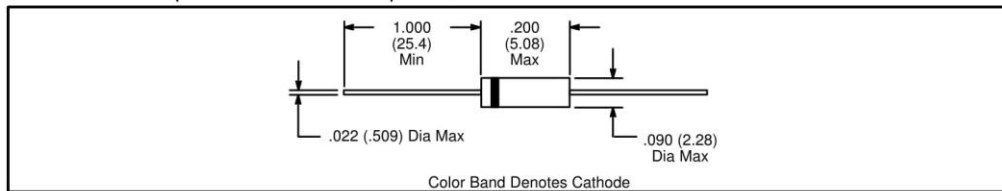
Note 1. The electrical characteristics are measured after allowing the device to stabilize for 90 seconds with $+30^\circ\text{C}$ lead temperature.

Note 2. Test conditions for temperature coefficient are as follows:

a. $I_{ZT} = 7.5\text{mA}$, $T_1 = +25^\circ\text{C}$, $T_2 = +125^\circ\text{C}$ (NTE5000A thru NTE5021A)

b. $I_{ZT} = \text{Rated } I_{ZT}$, $T_1 = +25^\circ\text{C}$, $T_2 = +125^\circ\text{C}$ (NTE5022A thru NTE5060A)

Device to be temperature stabilized with current applied prior to reading breakdown voltage at the specified ambient temperature.



ANEXO 2. ACRÓNIMOS.

CCADET. Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico.

CEP. Coordinación de Estudios de Posgrado.

DL Limen Diferencial

IFC. Instituto de Fisiología Celular.

NI. National Instruments.

NIDAQ. National Instruments Data Acquisition.

PCB. Printed Circuit Board.

PC. Pacini Corpúsculo.

RA. Rapidly Adapting.

RMS. Root Mean Square.

SAI. Slowly Adapting Type I

SAII. Slowly Adapting Type II

TENS. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation.

Vpp Voltaje pico a pico