

**NEURO-ESTIMULADOR AUDITIVO BINAURAL PARA TRATAMIENTO Y
OPTIMIZACIÓN DE ESTADOS CEREBRALES INDUCIDOS DE VIGILIA Y
CONCENTRACIÓN**

DAVID HUMBERTO PUENTES MORENO

UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA DE SONIDO

BOGOTÁ D.C.

2008

**NEURO-ESTIMULADOR AUDITIVO BINAURAL PARA TRATAMIENTO Y
OPTIMIZACIÓN DE ESTADOS CEREBRALES INDUCIDOS VIGILIA Y
CONCENTRACIÓN**

DAVID HUMBERTO PUENTES MORENO

Proyecto de grado

Luis Jorge Herrera – Físico – Asesor

Manuel Joves – Comunicador Social – Asesor

UNIVERSIDAD DE SAN BUENAVENTURA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA DE SONIDO

BOGOTÁ D.C.

2007

CONTENIDO

| | pág |
|--|-----|
| INTRODUCCIÓN | 11 |
| 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 13 |
| 1.1 ANTECEDENTES | 13 |
| 1.2 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA | 25 |
| 1.3 JUSTIFICACIÓN | 25 |
| 1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN | 26 |
| 1.4.1 Objetivo general | 26 |
| 1.4.2 Objetivos específicos | 25 |
| 1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES | 27 |
| 1.5.1 Alcances | 27 |
| 1.5.2 Limitaciones | 27 |
| 2. MARCO DE REFERENCIA | 29 |
| 2.1 MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL | 29 |
| 2.1.1 La atención en general. | 29 |

| | | |
|--------|--|----|
| 2.1.2 | Actividad eléctrica del cerebro durante la atención. | 30 |
| 2.1.3 | Actividad oscilatoria rápida, sincronización y atención. | 31 |
| 2.1.4 | Pulsos binaurales. | 32 |
| 2.1.5 | Los pulsos como señal. | 34 |
| 2.1.6 | Pulsos monoaurales y binaurales. | 35 |
| 2.1.7 | Los niveles en los pulsos binaurales. | 37 |
| 2.1.8 | Electroencefalograma. | 39 |
| 2.1.9 | Ondas cerebrales. | 42 |
| 2.1.10 | Patrones de onda cerebral. | 44 |
| 2.1.11 | Entrenamiento de ondas cerebrales. | 45 |
| 2.1.12 | Neuro-retroalimentación. | 46 |
| 2.1.13 | Vigilia. | 46 |
| 2.1.14 | Tiempos de reacción en el ser Humano. | 47 |
| 2.1.15 | Cámara de Gesell. | 48 |
| 3. | METODOLOGÍA | 49 |
| 3.1 | ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN | 49 |

| | |
|---|----|
| 3.2 LINEA INSTITUCIONAL, SUBLÍNEA DE LA FACULTAD Y CAMPO DE INVESTIGACIÓN | 49 |
| 3.3 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN | 50 |
| 3.4 POBLACIÓN Y MUESTRA | 51 |
| 3.5 HIPÓTESIS | 52 |
| 3.6 VARIABLES | 52 |
| 3.6.1 Variables independientes | 52 |
| 3.6.2 Variables dependientes | 53 |
| 4. DESARROLLO INGENIERIL | 54 |
| 5. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS | 74 |
| 6. CONCLUSIONES | 81 |
| 7. RECOMENDACIONES | 83 |
| BIBLIOGRAFÍA | 84 |
| ANEXOS | 86 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | Pág. |
|--|------|
| Gráfico 1. Espectro de los pulsos binaurales medido por J.C.R. Licklider, J.C. Webster y J.M. Hedlum en 1950. | 15 |
| Gráfico 2. Porcentaje de pulsos detectados en cada uno de los nueve valores de Δf . | 18 |
| Gráfico 3. Δf_{max} como función de $f1$. Δf fue calculado promediando el 50% del umbral de cada Δf_{max} para cada sujeto. | 20 |
| Gráfico 5. Suma de señales sinusoides separadas en frecuencia. | 35 |
| Gráfico 6. Generación de pulsos monoaurales y binaurales. | 36 |
| Gráfico 7. Pulsos y ruido. | 38 |
| Gráfico 8. Patrones de onda cerebral. | 44 |
| Gráfico 9. Niveles emitidos con la neuro estimulación | 57 |
| Gráfico 10. Registro de actividad cerebral base del sujeto. | 71 |
| Gráfico 11. Registro de la actividad cerebral del sujeto, posterior a las estimulaciones. | 72 |

| | |
|--|----|
| Gráfico 12. Comparación de la media de cada una de las 5 mediciones. | 76 |
| Gráfico 13. Comparación de la desviación estándar de cada una de las 5 mediciones. | 76 |
| Gráfico 14. Estados <i>Beta</i> y <i>Alfa</i> registrados por Pocock y Richards. | 80 |

LISTA DE TABLAS.

| | Pág. |
|--|------|
| Tabla 1. Umbrales de los pulsos detectados. | 19 |
| Tabla 2. Tipos de onda cerebral | 43 |
| Tabla 3. Análisis de los datos recolectados en las mediciones. | 75 |
| ANEXOS | |
| Tabla 4. Tiempos de respuesta a la primera medición. | 87 |
| Tabla 5. Tiempos de respuesta a la segunda medición. | 88 |
| Tabla 6. Tiempos de respuesta a la tercera medición. | 89 |
| Tabla 7. Tiempos de respuesta a la cuarta medición. | 90 |
| Tabla 8. Tiempos de respuesta a la quinta medición | 91 |

LISTA DE FIGURAS

| | Pág. |
|---|------|
| Figura 1. Parámetros de tono de 500Hz | 55 |
| Figura 2. Parámetros de tonos variables. | 56 |
| Figura 3. Opciones de partida de la sincronización | 57 |
| Figura 4. Niveles de ondas puras. | 58 |
| Figura 5. Generación de ruido blanco. | 59 |
| Figura 6. Reducción al nivel del clip de música | 59 |
| Figura 7. Configuración del sincronizador. | 60 |
| Figura 8. Interfaz gráfica de usuario para sostenimiento de pulsos. | 61 |
| Figura 9. Programas para generación de pulso en una <i>GUI</i> . | 62 |

LISTA DE IMÁGENES

| | Pág. |
|--|------|
| Imagen 1. Envío de la señal de salida al osciloscopio. | 63 |
| Imágenes 2. Y 3. Señal obtenida del pulso binaural en el osciloscopio. | 64 |
| Imágenes 4, 5 y 6. Controles de la máquina de tiempos de reacción y cámara de Gesell. | 66 |
| Imagen 7. Máquina de tiempos de reacción en funcionamiento durante la medición. | 67 |
| Imagen 8. Realización de los registros de tiempos de respuesta base, y los obtenidos luego de las estimulaciones. | 68 |
| Imagen 9. Calibración del EEG. | 69 |
| Imagen 10. Acondicionamiento de los electrodos con el gel de Conducción para el registro. | 69 |
| Imagen 11. Registro del estado cerebral base del sujeto destinado para la experimentación. | 70 |
| Imagen 12. Registro realizado de forma posterior a las intervenciones y en el transcurso de la parte final de la señal auditiva. | 70 |
| Imagen 13. Registro del voltaje y la frecuencia medidos. | 73 |

INTRODUCCIÓN

La dualidad entre la psicología y la ingeniería de sonido presenta uno de sus principales desarrollos hacia el año de 1839 cuando Heinrich Wilhelm Dove desarrolló lo que hoy en día es conocido como pulsos binaurales, esta estimulación se fundamenta en el efecto producido por dos tonos puros, cuyos valores en frecuencia son muy cercanos, y que presentados individual y respectivamente a cada oído generarán la percepción de una tercera frecuencia equivalente a la diferencia de los tonos iniciales y con una pulsación correspondiente a la diferencia en frecuencia de los mismos.

La información sensorial como el aroma, el color, la música, el contacto y los pulsos binaurales pueden ocasionar cambios directos en la conciencia ya que la misma, según Henry Bergson, es una síntesis de excitación y emoción, los estados alterados de la conciencia pueden estar más inspirados por cambios en las capacidades cognitivas y las condiciones psico-sociales. Las herramientas del condicionamiento psico-social pueden modificar la actitud, las expectativas, la motivación, etc., y los enfoques educacionales pueden expandir las habilidades cognitivas.

El estímulo sensorial conocido como pulso binaural puede ser efectivo induciendo estados alterados de conciencia cuando se usan conjuntamente con un proceso multidimensional de condicionamiento socio-psicológico. Los individuos en un ambiente de estimulación restringida escuchan una combinación de pulsos binaurales de audio multiplexado mezclado con música, ruido rosa y/o sonidos de la naturaleza variados.

Los contenidos específicos de la conciencia, neurológicamente se conocen como corticales, o más específicamente ocurridos a nivel de la corteza cerebral, estos atributos son el resultado del condicionamiento psico-social y la agudeza cognitiva elemental. La inducción efectiva de estados alterados de conciencia propicios requiere, por lo tanto, un enfoque multidimensional que involucre información estímulo-sensorial, condicionamiento psico-social y educación. Lo principal en las técnicas con información sensorial para inducir estados alterados de conciencia benéficos es el procedimiento de ubicar a un individuo en un ambiente de estimulación reducida por breves periodos (menos de 2 horas).

Teniendo en cuenta lo anterior y la posibilidad de inducir pasivamente una onda cerebral requerida a través de sonido, es de vital importancia mencionar que diversos estudios en psicología demuestran que cuando una persona pasa

entre los distintos estados de conciencia, o sea cuando las ondas cerebrales registran distintos niveles, se producen también cambios fisiológicos en el cuerpo, las extremidades varían su temperatura, al dormir se producen movimientos rápidos en los ojos y el ritmo cardíaco y la tensión muscular se modifican. Debido a esto, el sonido se ha erigido como uno de los medios más utilizados en los diversos campos que requieren del control y estimulación de los estados cerebrales como la meditación y algunas religiones específicas.

Con el conocimiento de estas y otras teorías y con el estudio en el área de la neuro-psicología, acerca del funcionamiento eléctrico del cerebro y su relación con comportamientos vibratoriales, se vislumbra el sonido como una poderosa herramienta de estimulación de estados inducidos en el cerebro y a través de esto, se establecen los comportamientos de ondas cerebrales y sus efectos sobre el comportamiento humano, como un medio en el que la estimulación auditiva bilateral emerge como instrumento opcional para tratamiento de ciertos tipos de terapias de comportamiento y estados de conciencia, todo lo anterior fundamentado en las teorías psicológicas de diferencia entre estados emocionales y estados anímicos de la conciencia, teniendo claro que la concentración y la vigilia son estados fisiológicos y emocionales de tiempo no prolongado y modificables con la alteración de las ondas del cerebro, pertenecientes a la parte psicobiológica del organismo humano.

En la actualidad se manifiesta un auge de organizaciones que ofrecen productos de estimulación binaural en medios magnéticos y digitales, tal es el caso de compañías como Hemi Sync y SbaGen, con resultados aparentemente satisfactorios y campos de aplicación cada vez más afianzados como la meditación y la terapia.

Debido a lo anterior, la posibilidad de realizar el estudio, análisis, desarrollo e implementación de un modelo de estimulación auditivo binaural, que pueda implementarse como herramienta terapéutica de inducción de estados cerebrales determinados, se establece como un perfil de investigación, experimentación y aplicación de conocimientos ingenieriles adquiridos en el campo de la manipulación de audio, y con un importante sustento científico desglosado e implementado paralelamente en cada una de las etapas del proyecto.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 ANTECEDENTES

El efecto positivo de los sonidos binaurales fue descubierto en 1839 por Heinrich Wilhelm Dove, quien fue un físico meteorólogo nacido en Liegnitz, Alemania, y cuyas investigaciones realizadas en la universidad de Berlín le permitieron conocer que cuando dos sonidos tienen un corrimiento mínimo en frecuencia, el uno del otro, y son presentados separadamente al oído izquierdo y derecho, como escucha binaural, se produce un efecto de tipo pulsante en el cerebro. Los estudios de Dove se mantuvieron en reserva hasta que 134 años después, se publicó un artículo del biofísico americano Dr. Gerald Oster titulado "Auditory Beats in the Brain" el cuál no fue muy conocido por sus hallazgos de laboratorio pero más que esto, fue la forma como unió los apartados datos de las investigaciones de Dove, dándoles nuevas herramientas y relevancia a la investigación científica.

Oster, en 1973, encontró en los sonidos binaurales una poderosa herramienta para el tratamiento y evaluación de los procesos cognitivos y neurológicos. Además consideró este tipo de sonidos como un potencial de diagnóstico médico para encontrar y valorar las discapacidades auditivas y otras condiciones neurológicas (ya que involucraban otros procesos neurológicos aparte del auditivo). Oster evidenció que los diapasones usados en antiguas épocas para reproducir los tonos fueron remplazados por osciladores electrónicos los cuales brindaban sonidos con un tono más controlado y preciso, los pulsos se producían cuando las salidas de los dos osciladores emitían dos frecuencias separadas mínimamente, combinadas de forma eléctrica y enviadas a un parlante, de forma alternativa, las señales podían enviarse de forma separada a dos parlantes y el pulso aún se percibía. El resultado era el mismo así los tonos fueran combinados eléctricamente y convertidos en un sonido o separados y posteriormente combinados.

Un fenómeno completamente diferente se presentaba cuando los tonos se percibían a través de audífonos estereofónicos y eran separados individualmente a cada oído, bajo las condiciones correctas de apreciación y escucha, el pulso podía ser escuchado, pero poseía características diferentes, estos eran los pulsos binaurales y de muchas formas eran más interesantes que los pulsos ordinarios, los cuales fueron catalogados por Oster como "monoaurales", ya que podían escucharse con ambos oídos pero uno solo era suficiente para percibirlos.

Los pulsos binaurales requieren de la acción combinada de ambos oídos, este tipo de pulsaciones existen como consecuencia de la interacción de percepciones dentro del cerebro, además pueden ser empleados en la investigación acerca de algunos procesos dentro del mismo.¹

Hasta 1915 los pulsos binaurales fueron considerados un caso especial y trivial de monoauralidad, ya que se pensaba que cada oído escuchaba un sonido previsto por el otro, pero este extraño resultado pudo ser eliminado localizando dos diapasones en habitaciones separadas, y un sujeto en una tercera habitación en medio de los diapasones, los sonidos se transmitían a través de tubos hacia cada uno de los oídos, fue necesario sellar cuidadosamente cada tubo a la cabeza, no obstante, otra objeción se presentó, y era que la presentación del sonido a un oído podía transmitirse a través del cráneo hasta el otro por vía ósea, la cual ya era bien conocida e incluso implementada para algunos dispositivos de transducción para sordos; pero esta posibilidad fue obviada por Oster debido a la utilización de modernos audífonos estereofónicos, ya que la mayoría se equipaban con rellenos de algún tipo de líquido o espuma que aislaban la cabeza de la fuente sonora y eran diseñados específicamente para eliminar efectos de transmisión.

De esta manera, la diferencia más inmediata que se encontró de los pulsos binaurales respecto a los monoaurales fue que podían ser percibidos solo si los tonos usados para producirlos pertenecían a la parte inferior del espectro audible, los mejores resultados se daban si las frecuencias estaban alrededor de los 440Hz, por encima de esta frecuencia parecían estar menos definidos, y sobrepasando los 1000Hz desaparecían totalmente. Ninguna persona de las que estudió Oster en sus pruebas reportó escuchar pulsos binaurales por encima de los 900Hz. En condiciones de experimentación, particularmente la intensidad de los sonidos y el tipo de audífonos implementados podían afectar los resultados, no obstante, algunos otros investigadores reportaron detección de pulsos en tonos superiores a los 1500Hz, en el otro extremo de la escala los pulsos también se tornaban difíciles de interpretar ya que por debajo de los 90Hz el sujeto no podía distinguir los pulsos de los tonos empleados para producirlos.

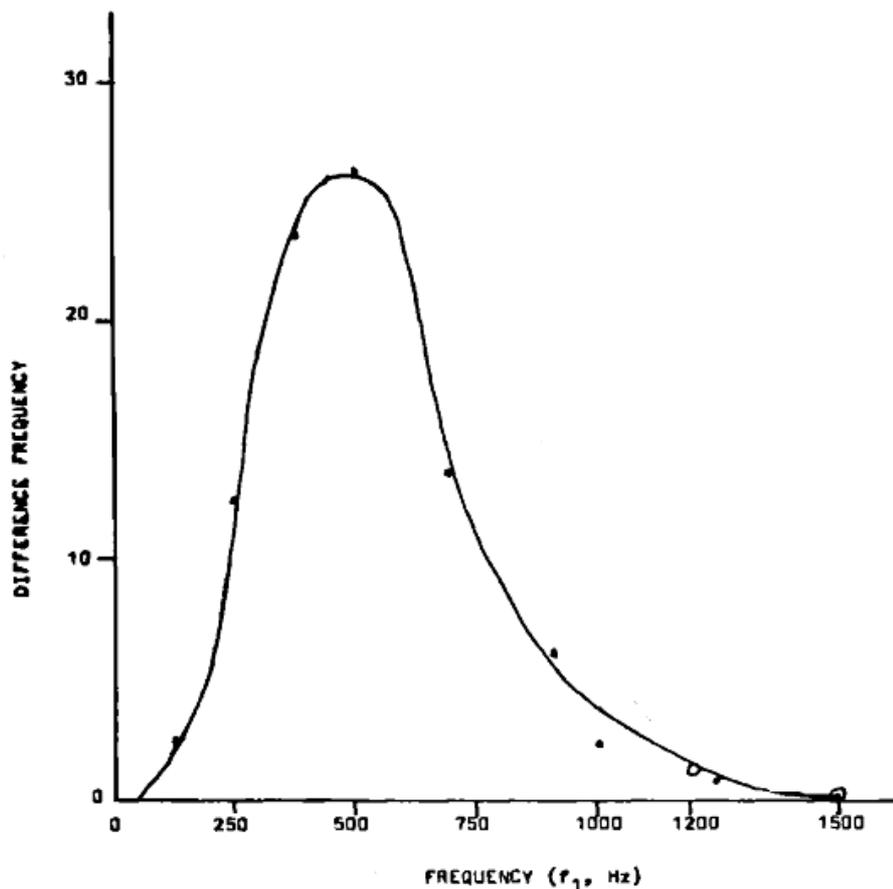
En 1950, J. C. R. Licklider profesor del Instituto de Tecnología de Massachusetts, desarrolló una técnica mientras trabajaba en la Universidad de

¹ OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973, p.94

Harvard, la cual servía para medir el espectro de los pulsos binaurales, él manipuló la frecuencia de uno de los dos osciladores para que existiera un intervalo lo suficientemente amplio entre los dos tonos, de tal manera que el pulso pareciera tener una velocidad mucho mayor, entonces registraba la frecuencia del oscilador de referencia (aquel que permanecía con la misma frecuencia), luego cambiaba la configuración de este mismo oscilador y repetía el procedimiento, de esta forma pudo realizar el registro del rango de percepción de cada sujeto que fue sometido a su experimento.

A continuación se muestra el gráfico con los resultados del experimento de Licklider donde se evidencia que los pulsos más rápidos, producidos por diferencias frecuenciales por encima de los 26Hz, se percibían más claramente cuando los tonos usados para producirlos se encontraban alrededor de los 440Hz, con tonos de un rango más alto o más bajo, la frecuencia máxima para los tonos decaía. Si el intervalo excedía los 30Hz, entonces se escuchaban los dos tonos independientes.

Gráfico 1. Espectro de los pulsos binaurales medido por J.C.R. Licklider, J.C. Webster y J.M. Hedlum en 1950.



OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973

Licklider, Webster y Hedlund en 1950, notaron que el aparente pulso binaural escuchado era igual a la diferencia frecuencial interaural presentada ($f_1 - f_2 = \text{beat por segundo}$).

Desde entonces se sabe que el fenómeno puede ser fácilmente percibido con señales de audio de baja frecuencia, esta característica ha sido usada para soportar teorías acerca de la percepción de tonos que requieren múltiples modelos acústicos. [Conelius A. Tobias](#) en 1963 sugirió que podrían existir redes neurales separadas para conducir la información de localización del tono y la información de tiempo. Es posible que el límite frecuencial superior para los pulsos binaurales pueda reflejar una transición sistemática entre la codificación de lugar y frecuencia o, por lo menos, el límite superior de codificación frecuencial.

Sin embargo, las estimaciones acerca del límite frecuencia superior para la percepción de pulsos binaurales son divergentes, Stevens y Sobel en 1937 estimaron que el límite superior estaba entre 750 y 800Hz, mientras que Loesch y Kapell en 1948 reportaron pulsos en 2500Hz. Ciertos factores podrían ser la causa para no encontrar un mutuo acuerdo en esta cuestión, por ejemplo, Licklider, de quien ya se mencionaron algunas investigaciones, en 1950 uso niveles de señal de 60 a 90dB SPL, lo cual pudo haber resultado en una filtración de sonidos a través de la cabeza por efecto de transmisión ósea. Tobias en 1963 indicó que las diferencias entre procedimientos psicofísicos y el criterio del escucha, pueden también tener un efecto profundo en las observaciones reportadas.

Entonces la diferencia absoluta entre dos señales puras es un factor crítico para la percepción o no de un pulso binaural, si la diferencia frecuencial interaural (Δf) es muy grande o muy pequeña, los pulsos no serán detectados, además (Δf) varía como función de la frecuencia estándar f_1 empleada.

Teniendo en cuenta la anterior teoría, David R. Perrott y Michael N. Nelson, desarrollaron en agosto de 1969 un estudio con el fin de investigar la probabilidad de detección de pulsos binaurales como función de la frecuencia de la señal estándar usada f_1 y de la diferencia dicótica de frecuencias ($f_1 - f_2$). Para esta prueba, dos osciladores reproducían dos señales dicóticamente por un segundo, con un tiempo de aumento - decaimiento de 25 ms. El intervalo fue determinado por el tiempo de retardo entre la respuesta, de una de las personas dispuestas para el estudio, y la señal reproducida.

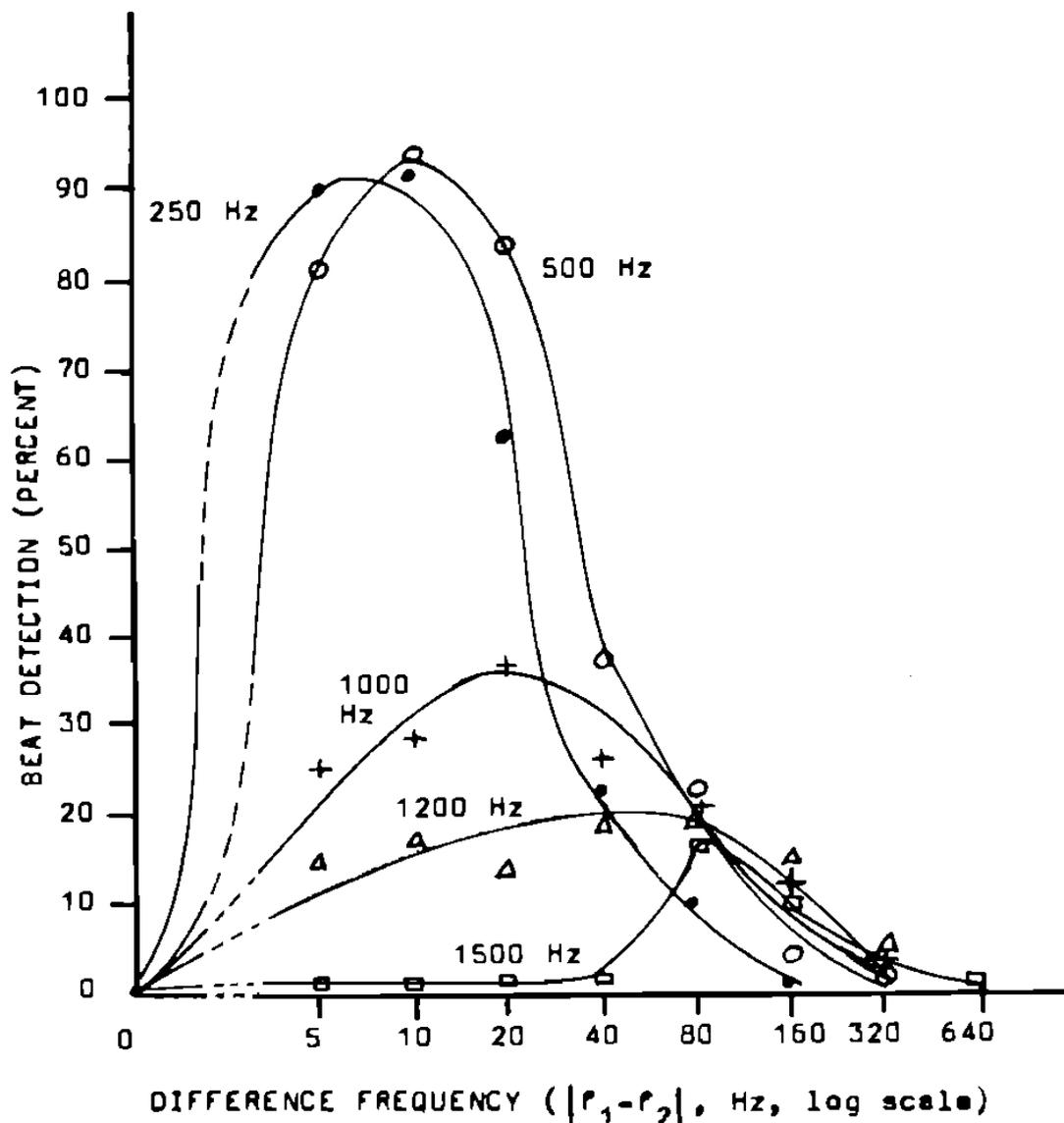
El retardo de 1 segundo se insertó en el sistema para asegurar la estabilidad del oscilador antes de la presentación de cada señal; cuando el sujeto tenía instrucciones de no responder durante la presentación de la señal, entonces el intervalo mínimo era aproximadamente de 2.5 segundos y el promedio por sesión de prueba requería de 30 minutos.

Todas las señales se reprodujeron a un nivel de 12 sonos, la calibración se hizo con un medidor de nivel sonoro (General Radio, model 1560•P81). La calibración frecuencial se hizo con un generador (Hewlett-Packard, model 522-B) y al tiempo se empleó un osciloscopio (Tektronics, model RM 503) con lo cual se indicaba que la señal usada no variaba más de 0.1Hz durante las sesiones de prueba.

En cada sesión de prueba, cada una de las siguientes seis señales estándar f_1 fue reproducida en un oído: 250, 500, 1000, 1200, 1500 y 1800Hz. Cada sujeto recibió una secuencia aleatoria diferente de estas señales, la señal f_2 presentada al otro oído, difería de la señal estándar más o menos con los siguientes incrementos: 0, 5, 10, 20, 40, 80, 160, 320 y 640Hz, los cuales eran espaciados por igual en una escala logarítmica. Todas las señales f_2 fueron presentadas 39 veces por sesión en una secuencia aleatoria. Fue empleado un método constante de estímulo con indicadores de respuesta de SI o NO, luego de la reproducción de cada par dicótico de señales, el sujeto indicaba la presencia o ausencia de los pulsos, además fueron instruidos para percibir tonos periódicos que crecen y decrecen. Algunas sesiones de práctica se llevaron a cabo antes de las sesiones de prueba, para familiarizar a los sujetos con la tarea de detectar los pulsos binaurales.

En lo que respecta a los resultados de esta práctica, el gráfico 2 muestra el porcentaje de pulsos detectados en cada uno de los nueve valores de Δf (f_1-f_2), para valores de f_1 hasta los 1500Hz. Los pulsos fueron detectados más frecuentemente en valores de 500Hz para f_1 , y esta detección decaía con valores de f_1 en 250, 1000, 1200 y 1500Hz, en ese orden; sólo dos sujetos reportaron detección de pulsos por encima de los 1500Hz y esas respuestas fueron aisladas aleatoriamente a lo largo de Δf . La distribución de respuesta de pulso de cada Δf , aparece como función directa de la frecuencia f_1 . A 250Hz, la mayoría de respuestas al pulso se dieron en pequeños valores de Δf (5 – 10Hz), mientras que a 1500Hz, valores de Δf de (80 – 160Hz) produjeron la mayor cantidad de respuestas.

Gráfico 2. Porcentaje de pulsos detectados en cada uno de los nueve valores de Δf



PERROT DAVID, NELSON MICHAEL, Limits for detection of binaural beats, Acoustical society of America, 1969.

La tabla de la prueba también muestra que sólo en 250 y 500Hz se presentó detección de pulsos por encima del 50%. Los porcentajes de respuesta combinados fueron transformados en correspondientes valores estándar de medida y una línea recta fue ajustada a través de los datos para el proceso de la gráfica normal. La tabla 1 presenta los umbrales de detección de pulsos para

valores de f_1 de 250 y 500Hz, ambos umbrales para el pulso fueron determinados por los valores de Δf mínimo (Δf_{min}) y el Δf máximo (Δf_{max}), donde los pulsos fueron reportados en el 50% de las veces. Los umbrales para los pulsos también fueron determinados para valores Δf superiores a f_1 ($+\Delta f$) y valores Δf inferiores a f_1 ($-\Delta f$), ambos valores Δf_{max} y Δf_{min} se incrementaron como función del incremento de la frecuencia f_1 . Así se determinó que Δf_{max} para ($-\Delta f$) tendía a ser mayor que Δf_{max} para ($+\Delta f$), sin embargo, Δf_{min} no mostraba una relación consistente.

La tabla 1. Presenta los Umbrales de los pulsos detectados en el 50% de las veces, para valores f_1 de 250 y 500 Hz ($+\Delta f: f_1 > f_2$; $-\Delta f: f_1 < f_2$). Los umbrales mínimos de Δf fueron definidos como la diferencia frecuencial dicótica más pequeña que resultaba en la detección de un pulso en el 50% del tiempo. Los umbrales máximos de Δf fueron definidos como la diferencia frecuencial dicótica más grande que resultaba en la detección de un pulso en el 50 % del tiempo.

Tabla 1. Umbrales de los pulsos detectados

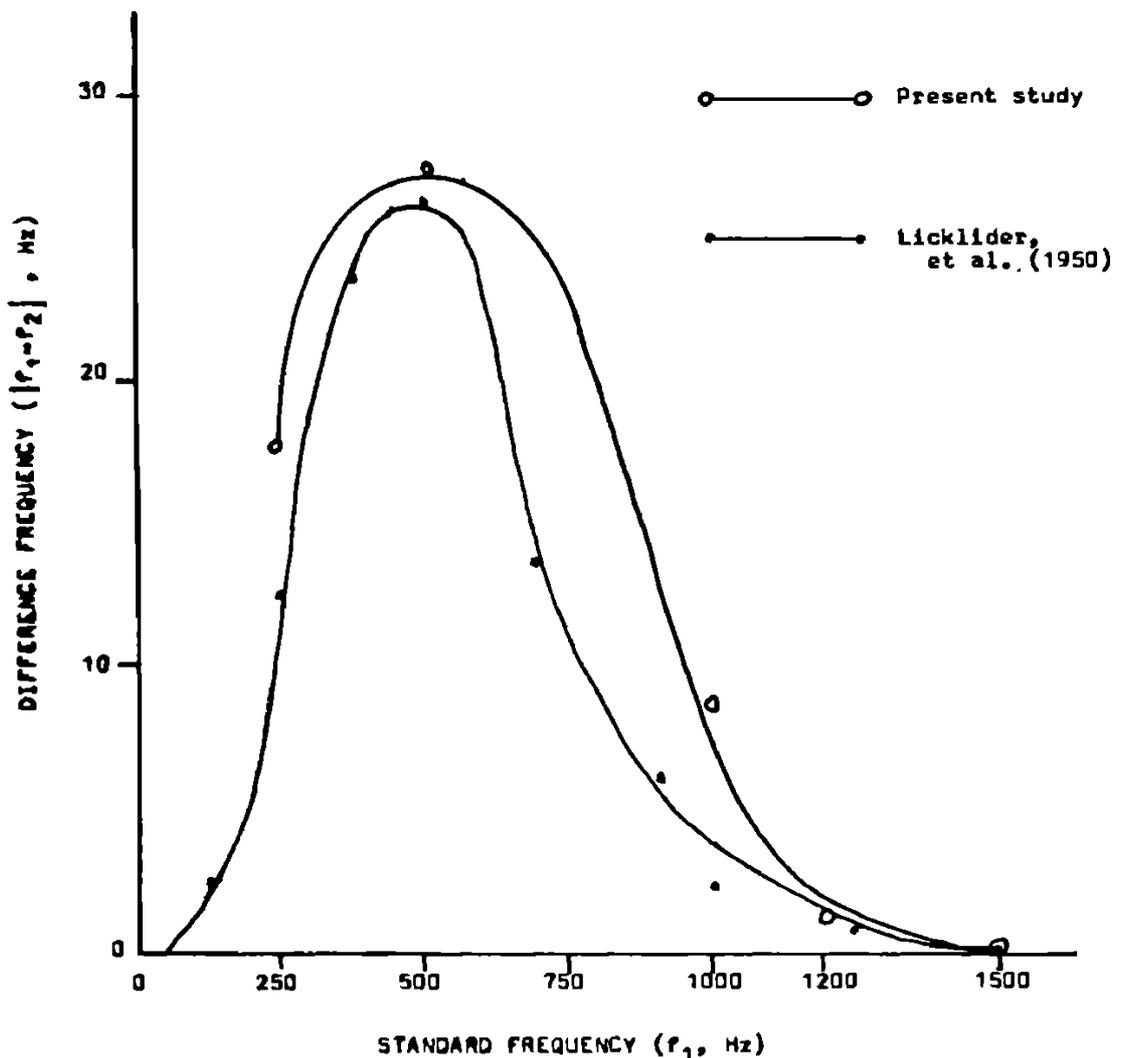
| Valor de f_1 (Hz) | $-\Delta f_{max}$ (Hz) | $-\Delta f_{min}$ (Hz) | $+\Delta f_{min}$ (Hz) | $+\Delta f_{max}$ (Hz) |
|---------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| 250 | 27.0 | 2.7 | 2.8 | 24.0 |
| 500 | 36.0 | 3.2 | 2.9 | 32.6 |

PERROT DAVID, NELSON MICHAEL, Limits for detection of binaural beats, Acoustical society of America library, 1969.

Licklider en 1950 sugirió que el límite superior de frecuencias para detectar pulsos binaurales dependía de Δf , sus datos indicaban que Δf_{max} era mayor a 400Hz y decrecía casi a 0Hz en valores de f_1 iguales a 1500Hz. Entonces el estudio de Perrot y Nelson, anteriormente explicado, soportaba la idea de que el límite superior frecuencial para detectar pulsos binaurales es aproximadamente 1500Hz. Sin embargo, no sustentaba el decrecimiento en Δf reportado por Licklider, el decrecimiento de Δf_{max} que ellos reportaron pudo haber sido una cuestión estadística desde que Δf_{max} fue calculada al promediar el umbral de cada sujeto. Si alguna de las personas no detectaba los pulsos a determinado valor de f_1 , entonces su valor Δf fue asumido como 0Hz. De esta manera la gráfica 3 presenta los datos del estudio de acuerdo a lo que mencionó Licklider en 1950, usando la misma técnica de promediado.

Es claro que los límites superiores de los pulsos binaurales no se apreciaban con la disminución de Δf_{max} como se ve en el gráfico 2. Es la probabilidad de detección de pulsos que decrece en los valores más altos de f_1 ; mientras que los pulsos tienden a desaparecer a medida que se incrementa el valor de f_1 , la concentración de respuesta al pulso tiende a correrse a los valores más largos de Δf .

Gráfico 3. Δf_{max} como función de f_1 . Δf fue calculado promediando el 50% del umbral de cada Δf_{max} para cada sujeto. Δf_{max} se asumió como 0 Hz si el sujeto no detectaba pulsos en un valor particular de f_1 .



ERROT DAVID, NELSON MICHAEL, Limits for detection of binaural beats, Acoustical society of America library, 1969.

En la prueba en cuestión fueron mencionados dos tipos de fenómeno pulsante por parte de los sujetos estudiados, en el primero escuchaban tonos fusionados los cuales aparentaban crecer y disminuir, estos fueron encontrados a

pequeños valores de Δf . En el segundo tipo los sujetos reportaban dos tonos separados, uno a cada oído, la frecuencia de cada tono en cada oído retenía sus características con la adición de un “flutter” de rápida intensidad. Bajo estas condiciones Δf era usualmente amplio. El segundo fenómeno era la aparente envolvente de modulación de amplitud superpuesta a las frecuencias originales emitidas, esas observaciones paralelas de Halverson en 1922, en las cuales el mencionaba un corrimiento sistemático en la percepción auditiva como función de diferencias frecuenciales interaurales. Al ser incrementadas las diferencias de frecuencia interaural, la imagen auditiva primero se ampliaba y eventualmente se separa en dos sonidos, uno a cada oído. Los pulsos binaurales ocurren sin importar la existencia de fusión entre los tonos dicóticos de entrada.

Licklider propuso un modelo para explicar los límites de frecuencia de los pulsos binaurales, la cual asumía que esos límites estaban relacionados con la precisión de la respuesta neural del sistema nervioso a señales sinusoidales. La representación asumió que la mejor respuesta se encontraba cercana a los 400Hz debido a la excelente sincronización entre los impulsos nerviosos y la forma de onda de la señal. Para señales de baja frecuencia, se asumía que las neuronas estaban al compás de la señal, pero sí el ciclo de la forma de onda de la señal duraba varios milisegundos, o sea una frecuencia inferior a los 400 Hz mencionados, podría fallar al coincidir con otra dentro de un intervalo sináptico de sumatoria. En las frecuencias más altas, se asumía que los impulsos se transmitían por descargas.

El límite superior frecuencial para los pulsos binaurales podría estar relacionado al límite en la población de neuronas periféricas disponibles para la rotación en las descargas. Los datos del estudio mencionado soportaban este modelo, los sujetos detectaron de una mejor forma los pulsos a 500Hz y un poco menos en 250Hz, con un “fracaso” gradual en la detección de pulsos por encima de los 500Hz. De acuerdo al modelo de Licklider, sin embargo, la superposición de flujos aferentes desde cada núcleo coclear en un mecanismo neural común, trae como resultado los pulsos binaurales.

Licklider empleó un método de ajuste para determinar Δf_{max} . La prueba realizada podía detectar la naturaleza de cambio en Δf_{max} el límite superior de los pulsos binaurales dependía aparentemente de la definición de un único umbral. La selección arbitraria del 50% de los puntos no parecía adecuada en este contexto. Para frecuencias de 1000 a 1500Hz, un patrón confiable de respuestas al pulso fue obtenido como función de Δf , aunque ninguna de esas probabilidades de respuesta estaba por encima del 50%. La respuesta al pulso por encima de los 1500Hz fue distribuida aleatoriamente y en pocos valores, estas observaciones validarían el reporte de Tobías en 1963 en el que mencionaba que los pulsos eran poco probables por encima de 900Hz, con Δf configurados de 1 a 10Hz. Inspeccionando el gráfico 2, se observa que la

densidad de picos de respuesta en 1000Hz se presenta aproximadamente en valores de Δf de 20Hz y que la probabilidad de respuesta más alta obtenida fallaba al exceder el 50% (47% con $\Delta f = 20\text{Hz}$).

En lo que respecta al electroencefalograma, la época científica, referida al estudio sistemático de la actividad cerebral, con los instrumentos adecuados, se inicia en los años 30, con la introducción de los registros encefalográficos por Hans Berger, 1930, quien señaló la existencia de cambios en el electroencefalograma de vigilia respecto al del sueño. La investigación en el campo de la conciencia se afianzó con los estudios de este científico alemán quien, en esta época, descubrió las ondas cerebrales y su relación con diferentes estados de conciencia.

En 1929, Berger inventó el electroencefalógrafo, instrumento que registra las ondas cerebrales, con cuyo auxilio descubrió que ciertas formas son características del reposo, la vigilia y otros estados de la mente. Resultado de ello fue la implementación del electroencefalograma en el estudio de la epilepsia y algunas otras enfermedades mentales. Berger llevó a cabo la mayoría de sus investigaciones en la Universidad de Jena. Gracias a su trabajo pionero, ahora se sabe que el cerebro emite tenues impulsos eléctricos que pueden ser medidos en micro volts mediante un electroencefalograma o EEG.

En 1957 Aserinsky y Kleitman hicieron un revolucionario descubrimiento que afianzó gran parte de los conocimientos acerca del sueño, ellos determinaron que en ciertos instantes del sueño se producen una serie de movimientos oculares rápidos, (Rapid Eye Movement, o REM), que corresponden a un sueño profundo, con un electroencefalograma parecido al de la vigilia, y con la presencia de sueños, que podrían ser relatados por el sujeto en el caso de que se le despertase en ese momento, o en el periodo inmediato. La importancia de este descubrimiento es que demostró que el sueño es un proceso activo. El sueño paradójico se descubre hacia 1965, cuando Juvet lo definió como un estado cuyo electroencefalograma rápido, parecido al de la vigilia, coincidía con un sueño profundo, además de una marcada disminución del tono muscular.

En 1956, Robert Monroe, ingeniero de sonido, escritor y director de varios programas de radio, incursionó en la investigación y creó una división de desarrollo para el estudio de los efectos de varios patrones sonoros en la conciencia humana, incluyendo la viabilidad de aprender durante el sueño. En 1958 un resultado significativo surgió, Monroe comenzó a experimentar un estado de conciencia separado de la parte física-corporal, el describió esta experiencia como algo extra corpóreo ("*Out of the body*"), lo cual impuso un término genérico en la literatura de la conciencia. Esas experiencias espontáneas alteraron el curso de la vida de Monroe y la dirección de sus esfuerzos profesionales.

Mientras continuaba con sus exitosas actividades de radiodifusión, Monroe comenzó a investigar acerca de las formas extendidas de la conciencia humana que él había experimentado; el reseñó sus tempranas exploraciones con la objetividad de un reportero en un detallado libro titulado "*Journeys Out of the Body*" publicado en 1971, este registro público de sus experiencias extra corpóreas en estados más allá del espacio, tiempo y muerte, ha ayudado a una gran cantidad de gente que se ha encontrado incidentes paranormales. Esto también atrajo la atención de investigadores académicos, practicantes médicos, ingenieros y otros profesionales.

Monroe y un creciente grupo de socios investigadores, comenzaron a trabajar en métodos de inducción y control de las formas de conciencia con equipos de laboratorio. Esta investigación encabezó el desarrollo de tecnologías de audio guiadas, no invasivas y fáciles de usar, conocidas como "Sincronización hemisférica" o Hemi-Sync®. En 1974 el grupo investigativo inicial se expandió para fundar el instituto Monroe, una organización destinada a la conducción de seminarios de control y exploración de la conciencia humana. Un año después, Monroe obtuvo la primera de tres patentes por los métodos de alteración de los estados cerebrales a través de sonido Hemi-Sync.²

Durante los veinte años siguientes, Monroe continuó la exploración, investigación y enseñanza de los estados expandidos de la conciencia humana y de métodos prácticos de crecimiento del potencial humano. Desarrolló una serie de talleres que permitían a los participantes personalizar experiencias más allá de la realidad física de espacio-tiempo, construyó un campus para la enseñanza y la investigación, y creó un portafolio de audio para focalizar la atención, reducir el estrés, mejorar la meditación y el sueño, manejar el dolor entre otras aplicaciones. En 1985 publicó otro libro titulado "*Far Journeys*" el cual se extendió por encima de sus investigaciones de realidad metafísica. En 1994 siguió la línea publicando su tercer libro llamado "*Ultimate Journey*" el cual explora verdades básicas acerca del significado y propósito de la vida y que mentiras existen más allá de los límites del mundo físico.

Otra aplicación válida de audio binaural, fue la elaborada por Mignon M. Schminky y Jane A. Baran, del departamento de desórdenes de la comunicación de la Universidad de Massachusetts (Amherst, Massachussets), cuando hacia 1999 en el ejemplar de otoño de Deaf-Blind Perspectives, publicaron un artículo acerca de los trastornos centrales de la percepción

² THE MONROE INSTITUTE. http://www.monroeinstitute.com/content.php.content_id=42
Visitada. 24/08/07. (Disponible en Internet)

auditiva llamado “*Central auditory processing disorders*” donde exponían diferentes técnicas para reducir el déficit en los procesos cognitivos de algunas personas, entre estas técnicas estaban las pruebas de patrones temporales e interacción binaural, la cual evaluaba la capacidad de las estructuras en la parte inferior del cerebro (tronco cerebral) para recibir información incompleta presentada a los dos oídos e integrarla de alguna manera. La mayoría de las pruebas en esta categoría presentaban partes diferentes de una señal hablada a cada oído separadamente.

Si se presentaba solamente una parte de la señal, el paciente generalmente no podía reconocer el elemento de la prueba. Sin embargo, si las dos partes diferentes del estímulo son presentadas simultáneamente, una porción a cada oído, el paciente con capacidades de procesamiento normales no tenía dificultad en reconocer el elemento de la prueba. Esto es así porque las dos partes (que son irreconocibles presentadas aisladamente) estaban integradas en un único estímulo identificable, por el sistema nervioso auditivo.

1.2 DESCRIPCIÓN Y FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

El desarrollo de distintos tipos de tareas que requieren de un despliegue de concentración y creatividad continuo, que van desde apreciaciones netamente sensoriales hasta actividades físicas de gran exigencia, se ha visto afectado por diferentes variables como la mala calidad en el sueño, preocupaciones de distinta clase, insomnio y desórdenes en los ciclos de descanso en general; para atenuar estos efectos, y generar estados alterados de conciencia con estimulaciones auto inducidas, se consiguen en el mercado diversas opciones de audio binaural comercialmente conocidas como “drogas virtuales”, que ofrecen distintos parámetros de estimulación y que no ofrecen ningún tipo de control respecto al contenido, observación clínica y efecto producido por su contenido.

Se debe tener en cuenta que la realización de este tipo de experimentos con análisis psicobiológicos de énfasis directo sobre los procesos cognitivos y estimulación de la conciencia, debe exigir un control de seguimiento por parte de especialistas en el área, referenciando las etapas conocidas como pre y post durante el proceso, para de esta manera, establecer el comportamiento y la respuesta del sujeto bajo análisis, además de las características y duración de las señales que se le aplican, definiendo la sincronización de las mismas para sus posterior monitoreo y análisis.

Dicho sea de paso, la obtención de este tipo de productos que se consiguen en el mercado a manera de grabaciones, acarrear un costo importante de compra, y en algunos casos de importación, ya que gran parte de las compañías

fabricantes son extranjeras y al mismo tiempo, el producto se ofrece con un banco de sonidos ya determinados e inmodificables por el usuario, opción bastante importante teniendo en cuenta que los tiempos de estimulación varían con el avance de la terapia, además del difícil acceso a instrumentos que suministren datos objetivos de las medidas fisiológicas del cuerpo en un momento determinado de la estimulación.

Además, la necesidad por parte de los terapeutas de tratamientos que no alteren el funcionamiento físico-químico del cuerpo (no invasivo) y que no establezcan riesgos de producir efectos secundarios negativos por su propiedad invasiva, propone a la neuro estimulación binaural como posible método de tratamiento terapéutico para desórdenes que impiden la consecución del estado de vigilia y concentración.

Una vez contempladas las anteriores dificultades se plantea el siguiente interrogante: ¿cómo desarrollar un mecanismo de estimulación auditiva binaural que sirva como herramienta válida, opcional y asequible a los terapeutas para la inducción y estudio de actividades cerebrales BETA de vigilia y concentración?

1.3 JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de un mecanismo neuro-estimulador auditivo binaural para inducción y tratamiento de estados cerebrales inducidos de vigilia y concentración, y el respectivo monitoreo de los mismos con dispositivos bio-retroalimentadores, brinda a la sociedad de psicólogos inmersos en este tipo de temas un estudio base y de referencia para comprobar el grado de efectividad de la intervención y evaluar la posibilidad de desarrollar un completo análisis experimental y de aplicabilidad del mismo a futuro, con posibles fines terapéuticos que brinden a la comunidad afectada por el tipo de desórdenes ya mencionados, un protocolo de seguimiento ajeno a la formulación de medicamentos invasivos que pueden ocasionar efectos secundarios que afecten la sensación de bienestar.

Además de esto, podrían definirse primariamente los niveles de efectividad en el afianzamiento de un estado de atención y reacción que tienen las distintas opciones de estimulación que actualmente se conocen, tal es el caso de la intervención con señales puras, con ruido mezclado o con música de fondo. Para de esta manera establecer cuál es la opción más viable para el desarrollo del completo estudio experimental por parte de los terapeutas interesados.

Al obtener resultados válidos y analizables, y con el aval de los especialistas, se establecería la neuroestimulación auditiva binaural como mecanismo de

partida de un potencial estudio en el área de psicología que pueda determinar el nivel de efectividad de la intervención y proponerla como herramienta alternativa de tratamiento pasivo en una etapa posterior.

De esta manera se evalúa la importante posibilidad de implementar el dispositivo como mecanismo de evaluación, análisis y síntesis en la facultad de psicología de la universidad de San Buenaventura, extendiendo el rango de aplicabilidad de la ingeniería de sonido hacia el área de la bioingeniería.

Además de lo anterior, la realización del proyecto tiene una aplicabilidad netamente social, en busca de otra alternativa de tratamiento a las dificultades cognitivas de cierta población, lo cual es una premisa fundamental en el desarrollo de un proyecto bonaaventuriano.

1.4 OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.4.1 Objetivo general.

Sincronizar y monitorear señales sonoras de neuro-estimulación binaural auditiva, como herramienta terapéutica en el tratamiento de actividad cerebral inducida de concentración y vigilia.

1.4.2 Objetivos específicos.

Realizar la medición del estado base de actividad cerebral del sujeto seleccionado para el experimento con el fin evaluar, mediante registros encefalográficos, el estado predominante de la medición.

Ajustar los parámetros dentro de las plataformas a emplear, con el fin de generar el pulso binaural requerido en el experimento.

Configurar el proceso de sincronización de la señal emitida según los estados base previamente medidos, para implementar la estimulación a través de audífonos estereofónicos.

Elaborar el registro de los tiempos de reacción a un estímulo visual, del sujeto determinado para el experimento, como medida objetiva del nivel de atención inicial.

Realizar la estimulación con las señales en el sujeto, con el mayor número de replicas posibles y con una medición posterior de los tiempos de reacción a estímulos visuales de cada uno de los tipos de señal configurados.

Verificar la funcionalidad del neuro-estimulador a través de la comparación de datos percibidos con las distintas variables y aquellos medidos con equipos de electroencefalografía y pruebas de tiempos de reacción.

1.5 ALCANCES Y LIMITACIONES

1.5.1 Alcances. Establecer la neuroestimulación auditiva binaural para optimización de estados cerebrales de vigilia y concentración como una herramienta fundamental en el desarrollo de un completo estudio experimental en el área de psicología acerca de estos desórdenes, teniendo como base fundamental las pautas y conclusiones evidenciadas en este documento.

Incentivar el uso de la estimulación auditiva bilateral por parte de la comunidad terapéutica en Colombia, gracias a que se elabora una herramienta implementable en una población dictaminada médicamente, como conveniente y apta, y que genera una alternativa diferente a la formulación de medicamentos de tratamiento invasivo.

Extender el rango de aplicación de la ingeniería de sonido, con los conocimientos disponibles específicamente en el área de psicoacústica, hacia la elaboración de una herramienta ingenierilmente desarrollada y aplicable a un ámbito netamente social.

Proyectar de manera interdisciplinar la idea general del proyecto hacia un trabajo conjunto de las facultades de psicología, ingeniería electrónica e ingeniería de sonido de la universidad de San Buenaventura.

Establecer la investigación y su aplicabilidad, para uso exclusivo de la facultad de psicología de la Universidad de San Buenaventura.

1.5.2 Limitaciones. Observar una respuesta óptima e ideal durante las primeras sesiones de aplicación, ya que lo que se pretende es probar la efectividad de esta herramienta en un individuo para posteriormente, y una vez aprobada por los especialistas, realizar los estudios y practicar las respectivas sesiones de entrenamiento pasivo terapéutico de ondas cerebrales; por tanto

los cambios observados del estado tratado respecto al estado base podrían ser mínimos.

Obtener resultados generalizables a una población, ya que estos contienen análisis muy subjetivos y con probabilidades aleatorias y variables, y además, la respuesta de cada individuo dependerá de su propia valoración cognitiva, por tanto el efecto será distinto en cada sujeto

Se tienen referencias mínimas de profesionales que implementan este tipo de técnicas en el país y que puedan aprobar el procedimiento realizado.

2. MARCO DE REFERENCIA

2.1 MARCO TEÓRICO CONCEPTUAL

2.1.1 La atención en general. El fundamento fisiológico de la atención está en la excitación concentrada en determinadas zonas de la corteza cerebral, mezclando la excitabilidad óptima e inhibición simultáneamente. Esto responde a la ley de la inducción negativa según la cual, la excitación de unas zonas corticales, motiva la inhibición de otras.

El foco de excitabilidad óptima no permanece durante mucho tiempo en el mismo lugar de la corteza cerebral, sino que va pasando de unas zonas a otras. La zona que se encontraba en excitabilidad óptima después de un cierto periodo de tiempo pasa a un estado de inhibición, y en el lugar donde existía inhibición aparece un nuevo foco de excitabilidad óptima.

Si el punto de excitabilidad óptima de los hemisferios cerebrales brillara y se pudiera ver a través del cráneo, veríamos en la persona que piensa, cómo por sus hemisferios cerebrales se mueve una mancha luminosa, de contornos irregulares, que constantemente cambia de forma y tamaño y está rodeada por una sombra más o menos marcada que ocupa el resto de la superficie cerebral.³

La atención tiene manifestaciones externas: la mímica y los movimientos. Estas expresiones son distintas cuando el sujeto está ocupado en sus pensamientos o cuando percibe un objeto exterior. En la corteza cerebral hay en cada momento un foco de excitabilidad óptima, lo cual significa que el sujeto está atento en algo, por eso, cuando se habla de falta de atención, no significa que ésta falte en absoluto, sino que no está dirigida hacia aquello en lo que debería estar en un momento dado.

El foco de excitabilidad óptima asegura, en las condiciones dadas, que lo que actúa sobre el cerebro se refleje mejor. Esto determina el importante papel de la atención en las funciones perceptivas que, a su vez, son premisas indispensables para cualquier actividad humana; particularmente es bastante importante el papel de la atención en lo que se refiere a estudio, con frecuencia la falta o insuficiencia de atención de un estudiante produce que no se

³ PAVLOV I. P, Obras completas, ed. Rusa, 1951, libro I, pág. 248.

comprenda o se fije mal en la memoria el material de estudio, que se tengan errores al realizar las tareas y ejercicios de las diferentes áreas.

La atención voluntaria puede dirigirse y mantenerse sin dificultad cuando nada extraño impide la actividad que se efectúa y también cuando existen determinados inconvenientes. Estos pueden ser estímulos externos (sonidos, imágenes, olores); el estado físico del organismo, pensamientos, representaciones o sentimientos no relacionados con lo que se efectúa.

Para mantener la atención, y vencer los obstáculos de distracción, es necesario eliminar, o por lo menos, debilitar la influencia de agentes externos como objetos, disminuir la intensidad de los sonidos, crear condiciones imprescindibles de iluminación, silencio y comodidad. El hecho de que no exista algo nuevo hacia lo cual el sujeto aún no está acostumbrado es importante para focalizar la atención y fijarla en la actividad que se realiza.⁴

2.1.2 Actividad eléctrica del cerebro durante la atención. La actividad eléctrica cerebral consiste en oscilaciones que van desde frecuencias muy bajas, menores a 1Hz, a frecuencias que pueden superar los 80Hz. Desde los primeros registros cerebrales hechos por Berger en los años 30 se evidenció la relación entre la frecuencia de oscilación y la atención al descubrir que cuando un sujeto se encontraba relajado o inatento la actividad eléctrica cerebral consistía en un patrón regular de 8 a 12Hz al cual llamó *ritmo Alfa*, en tanto que al presentar estímulos novedosos este patrón eléctrico cambiaba a una actividad más rápida de entre 12 y 30Hz de menor voltaje, a la cual llamó *ritmo Beta*.

La relación entre la actividad rápida y el nivel de alertamiento fue corroborada posteriormente por investigaciones en animales que demostraron la aparición de actividad eléctrica cortical rápida y de bajo voltaje durante la respuesta de orientación a estímulos y el alertamiento conductual. Otros sistemas cerebrales responden con patrones de actividad eléctrica diferente durante el alertamiento, como es el caso del hipocampo, que presenta actividad lenta o *Tetha*. Aunque la mayor parte de las investigaciones se centraron por muchos años en el ritmo *Beta*, la existencia de actividad eléctrica por encima de 30Hz o ritmo *Gamma* se conocía desde que, en 1957, Lesse registró actividad rápida entre 40 y 50Hz. Esta actividad se consideró como un patrón de alertamiento emocional;

⁴ SMIRNOV A. A Psicología. Primera edición en español. México: Editorial Grijalbo S.A. 1960 p. 183

sin embargo, se demostró posteriormente que acompaña a la vigilia y a la atención de manera general.

En la actualidad existen numerosas evidencias de relación entre la actividad cerebral *gamma* y estados de alerta, el procesamiento de la información y atención en el ser humano. Se han registrado estas oscilaciones rápidas durante la ejecución de tareas complejas que requieren del procesamiento de estímulos, por lo cual se han asociado con la atención y el procesamiento de la información.⁵

2.1.3 Actividad oscilatoria rápida, sincronización y atención. La relación entre la actividad rápida y el alertamiento se conoce desde los trabajos clásicos de Bremer, en 1937, con gatos, en los cuales empleó las preparaciones de encéfalo aislado y cerebro aislado. La sección precolicular, del tallo cerebral, separándolo del diencéfalo, produce un patrón eléctrico permanentemente de ondas lentas de 1 a 3Hz y de husos de alto voltaje acompañado de un estado parecido al coma en donde no existe respuesta conductual ni actividad rápida cortical ante la estimulación olfatoria.

Moruzzi y Magoin, en 1949, demostraron que la estimulación del *Sistema Reticular Activador* (SRA) del tallo cerebral produce actividad rápida de bajo voltaje en la corteza, semejante a la que acompaña los estados de alerta y la respuesta de orientación a estímulos novedosos o desincronización, mientras que su lesión produce un efecto comatoso y suprime esta reacción. La estimulación de los núcleos inespecíficos del tálamo, aquellos que establecen conexiones con otros núcleos y otras regiones del sistema nervioso central, también provoca desincronización electroencefalográfica, mientras que la lesión bilateral de los núcleos intralaminares del tálamo produce, reduce o suprime la desincronización cortical, y aunque no se está en coma, la atención se disminuye.

Moruzzi demostró que dependiendo del nivel de la sección SRA se pierde o no la reactividad a estímulos externos, entonces la estimulación del SRA a nivel mesencefálico produce un incremento de los potenciales eléctricos provocados por estímulos externos tanto en la corteza como en el tálamo, que se acompaña de una mayor capacidad de memoria y de discriminación entre estímulos.

⁵ GONZALES GARRIDO ANDRÉS ANTONIO, La atención y sus alteraciones: del cerebro a la conducta, Primera edición. México. Editorial El manual moderno. p.96

Se conoce la existencia, en el tallo cerebral, de circuitos con influencias globales en el corteza cerebral y la participación de un circuito *tálamo cortical* CTC en la generación y sincronización o acoplamiento temporal de la actividad eléctrica cortical, lo cual revela dos modos del funcionamiento del circuito *tálamo-cortico-talámico*: un modo tónico de disparos que acompaña a los estados de vigilia y alertamiento, y un modo oscilatorio que caracteriza al sueño.

Para que la información sensorial alcance la corteza debe pasar exitosamente por los núcleos específicos del tálamo, los cuales reciben aferencias sensitivas o motoras, las procesan y las transmiten a la corteza cerebral. Es por esto que se les considera la puerta sensorial hacia la corteza y juegan un papel especial en la atención y el sueño.⁶

2.1.4 Pulsos binaurales. Los pulsos o tonos binaurales se definen como artefactos de procesamiento auditivo o aparentes sonidos, cuya percepción surge en el cerebro de forma independiente al estímulo físico. El cerebro produce como resultado un fenómeno de pulsaciones de baja frecuencia en la sonoridad de lo percibido cuando dos tonos de frecuencias mínimamente separadas son presentados independientemente a cada uno de los oídos del escucha con la utilización de audífonos estereofónicos. Un tono pulsante será percibido, como si los dos tonos se mezclaran naturalmente fuera de la cabeza.

La frecuencia de los tonos de partida debe estar alrededor de los 500Hz para que el tono sea percibido, la diferencia entre estos dos tonos debe ser menor o igual a 30Hz para que ocurra el efecto, de otra manera, los tonos serán escuchados separadamente y el pulso no podrá ser percibido. Lo interesante de los pulsos se puede clasificar en dos categorías, primero, son de gran interés en los estudios de neuropsicología y el sentido de la audición, y como segunda aplicación, la cual es el objeto de este estudio, los pulsos se afirman como fuerte influencia al cerebro de forma sutil a través del entrenamiento de ondas cerebrales y la inducción a distintos estados.

Fisiológicamente la sensación de los pulsos binaurales se cree que se origina en el núcleo olivar superior en el tallo cerebral, aparecen relacionados a la habilidad del cerebro de localizar la fuente de los sonidos en tres dimensiones y de seguir sonidos en movimiento, también involucra neuronas del colículo inferior. En lo referente a entrenamiento pasivo, el estudio de su periodicidad, brinda claves dentro del poco entendido procesamiento de información temporal en el cerebro humano, los ritmos auditivos entrenan rápidamente

⁶ Ibid.,p.98.

respuestas motoras dentro de estados de sincronización estable por encima y por debajo de los umbrales de percepción de la conciencia.

Los pulsos binaurales son la aparición de fluctuaciones subjetivas de dos señales dicóticamente presentadas y de amplitud constante, que solo difieren en frecuencia. Lo interesante de este fenómeno proviene de algunos temas divergentes en la investigación acerca de la audición. El fenómeno de los pulsos binaurales es el clásico ejemplo de interacción binaural, la aparición de estos pulsos debe ser el resultado de una interacción neural en el sistema nervioso central, donde se recibe información proveniente de ambos oídos, siempre y cuando las señales sean presentadas separadamente, una a cada oído.

Los modelos binaurales, ha tendido a enfatizar en las diferencias de intensidad y de tiempo interaural como las dimensiones primarias en la interacción binaural, sin embargo los pulsos binaurales son el resultado de una diferencia frecuencial interaural.⁷

Los pulsos pueden influenciar fluctuaciones en el cerebro además de la relajación, este fenómeno se conoce como *"frequency following response"* o respuesta de seguimiento a una frecuencia; este concepto menciona que si el cerebro recibe un estímulo en el rango de las ondas cerebrales, la frecuencia predominante probablemente se moverá hacia la frecuencia del estímulo en un proceso conocido como entrenamiento pasivo. Además, estos pulsos han documentado, de forma evidente, procesos como la percepción espacial y el reconocimiento auditivo en estéreo y, de acuerdo a la respuesta de seguimiento de frecuencia, la activación de varias zonas en el cerebro.

La percepción auditiva en el humano tiene sus límites en 20 y 20KHz, aunque el infrasonido, o señales por debajo de estos 20Hz tiene repercusiones científicamente apreciables en los humanos, sin embargo no se puede registrar de forma audible. Cuando el pulso frecuencial corresponde a determinada frecuencia de onda cerebral, éstas se guían con la frecuencia del pulso y la siguen, por ejemplo, si frecuencias de 315Hz y 325Hz son destinadas independientemente a cada oído, se generará un pulso a nivel cerebral de 10Hz. Estos pulsos se usan ampliamente para lograr un estado alterado de la conciencia y los estudios han demostrado que con entrenamiento repetitivo el

⁷ PERROT DAVID, NELSON MICHAEL, Limits for detection of binaural beats, The journal of the Acoustical society of America, 1969. Pag 1479.

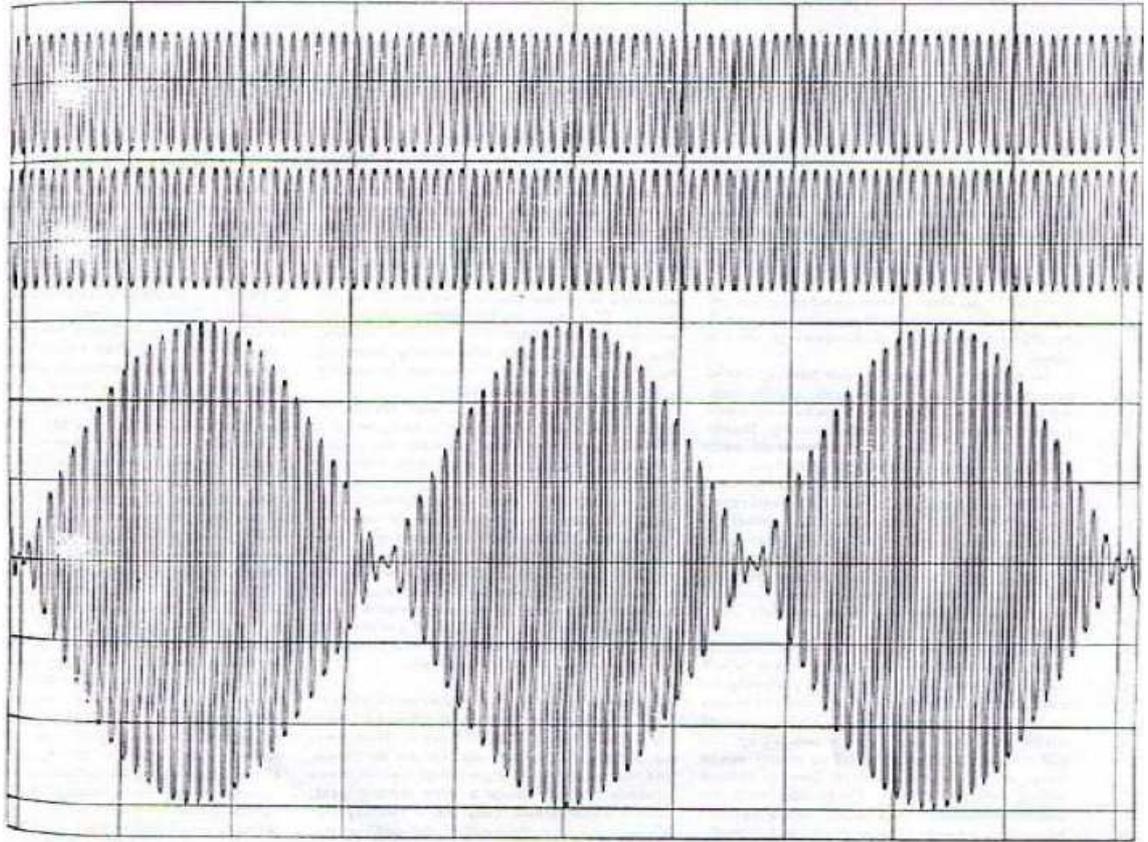
cerebro podría lograr un balanceo hemisférico como producto de frecuencias ya entrenadas.

2.1.5 Los pulsos como señal. El mecanismo físico del pulso es un caso especial de interferencia de onda, en un instante dado la amplitud del sonido resultante es igual a la suma algebraica de las amplitudes de los tonos originales, las señales se refuerzan cuando están en fase, y cuando están en desfase se cancelan, los tonos puros usados deben ser ondas sinusoidales, y el pulso resultante varía lentamente con una función similar pero precisamente seno. Una frecuencia de pulso de 6Hz sonaría como un vibrato (aunque el vibrato es en realidad modulación de frecuencia y no de amplitud). Si el intervalo entre las frecuencias es más pequeño entonces la vibración del pulso será más lenta hasta casi 1Hz, los pulsos por encima de los 30Hz sonarían “rugosos”, y si el intervalo es aún más grande, los tonos se percibirán por separado.

Los pulsos rara vez se encuentran en la naturaleza porque sería muy difícil encontrar tonos puros en este entorno, sin embargo, estos abundan en los dispositivos mecánicos y digitales, en los aviones, por ejemplo, los motores operando a velocidades muy similares puede producir un fuerte pulso casi siempre reconocido como un sentimiento en la boca del estómago, los ingenieros acústicos pueden filtrar el silbido de los motores pero las bajas vibraciones son difíciles de ocultar. Por otro lado, los pulsos se pueden usar cuando se requiere determinar frecuencias con precisión, los ingenieros comparan la salida de un oscilador de prueba con aquella de un oscilador estándar para detectar los pulsos producidos cuando las señales se combinan.

De esta manera, dos señales sinusoidales se mezclan para producir un pulso como se observa en la Figura 1 donde se representan los trazos de un osciloscopio en los cuales las frecuencias de la parte superior están separadas mínimamente en frecuencia y cuando se combinan, la onda resultante, en la parte de abajo, varía lentamente en amplitud. Las variaciones son pulsos y podrían ser percibidos acústicamente como modulaciones de la sonoridad. Si las dos señales se presentan separadamente a cada oído, entonces los pulsos pueden ser escuchados y difieren de los pulsos monoaurales en que la suma se realiza dentro del cerebro.

Gráfico 5. Suma de señales sinusoides separadas en frecuencia.

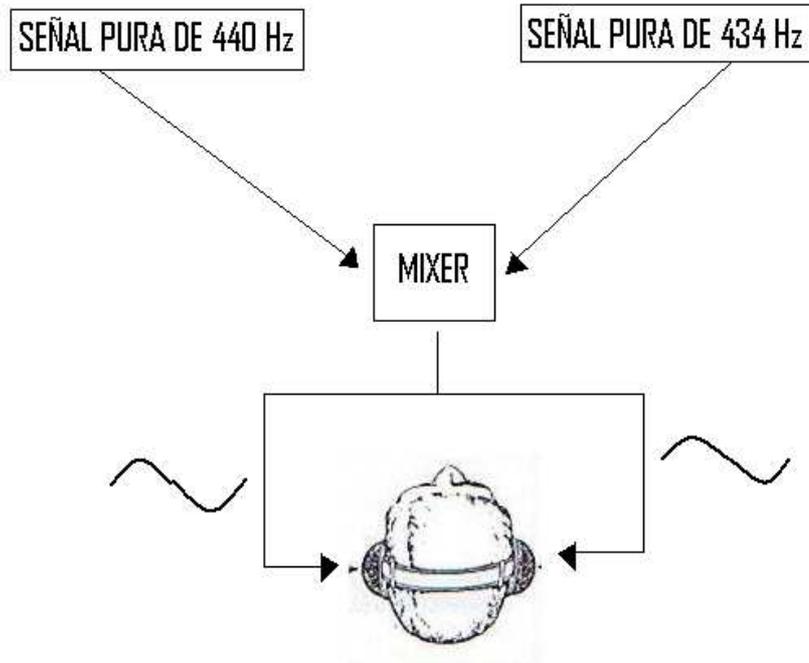


OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973

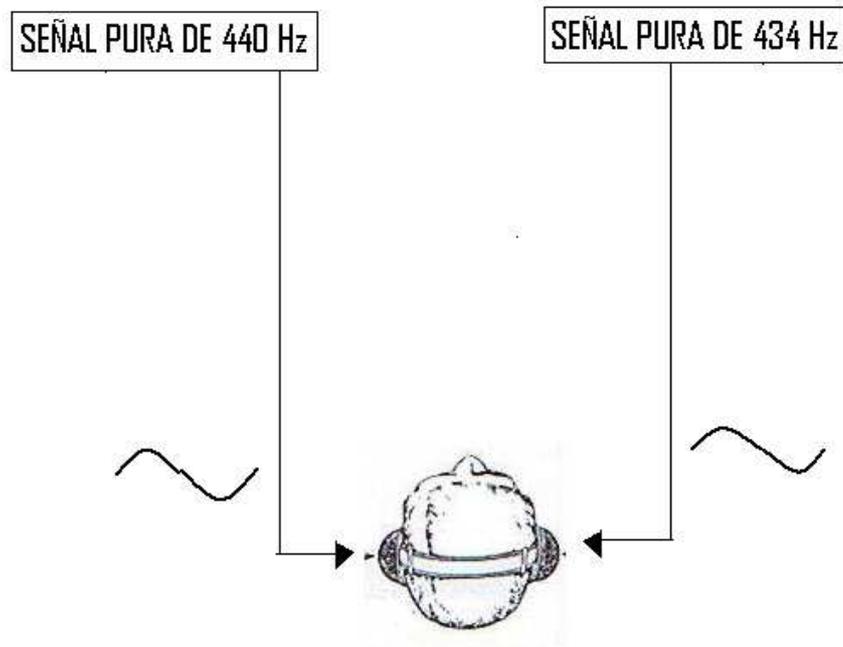
2.1.6 Pulsos monoaurales y binaurales. A continuación, en el gráfico 4, se muestra el gráfico de los experimentos hechos por Gerald Oster para observar las diferencias entre pulsos monoaurales y binaurales, en el método experimental para la generación de pulsos monoaurales se usan dos osciladores y un mixer para mezclar las señales, así, cada oído escucha una señal compuesta y los pulsos pueden ser escuchados incluso con un solo oído. Con los osciladores sintonizados a las frecuencias mostradas, se percibe un pulso de 6 ciclos por segundo.

Gráfico 6. Generación de pulsos monoaurales y binaurales.

Pulso monoaural.



Pulso binaural.



OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973

2.1.7 Los niveles en los pulsos binaurales. Para producir un pulso monoaural que varíe de un máximo a completo silencio, el nivel de los dos tonos debe ser idéntico, si es diferente entonces la amplitud de la suma algebraica de cualquier instante siempre será mayor que cero, y si esta diferencia de niveles se incrementa, entonces la percepción de los pulsos será menos clara. Por otro lado, los pulsos binaurales mantienen su aparente fuerza sin importar la intensidad relativa entre los dos tonos. En efecto, E. Lehnhardt, un audiólogo de Berlín, descubrió que los pulsos binaurales son percibidos incluso si una de las señales están separadas en nivel por amplios rangos.

JJ Groen, un reconocido psicoanalista alemán, ha estudiado este fenómeno trabajando con tonos alrededor de los 200 Hz, observó que los pulsos eran perceptibles cuando una de las señales tenía un nivel de 40 decibeles y la otra tenía un nivel de menos 20 decibeles. Evidentemente el cerebro es capaz de detectar y procesar señales incluso si una de estas es muy débil para afectar la conciencia, cuando el experimento se hace de forma monoaural solo el sonido más fuerte es escuchado, sin presencia de pulsos.

Un efecto relacionado es la interacción de ruido con los pulsos binaurales, el ruido normalmente enmascara el sonido que se quiere percibir, la percepción de pulsos binaurales, no obstante, mejora con el ruido. Cuando un pulso binaural se presenta por la generación de dos tonos y este se acompaña por un ruido puesto en cada oído a un nivel suficiente para obscurecer los tonos, los pulsos se volverán más definidos. En un experimento análogo con señales monoaurales solo el ruido pudo ser escuchado, en el laboratorio, la fuente de ruido era un dispositivo electrónico que generaba una señal aleatoria similar al ruido blanco; cuando este ruido se adhería a las señales a un nivel apropiado, los tonos originales no podían ser escuchados, pero el ruido parecía ser modulado por el pulso.⁸

El mejoramiento de los pulsos binaurales con el ruido es claramente explicado por L. A. Jeffress y sus colegas de la Universidad de Texas, en términos de un probable refuerzo, en determinado instante la amplitud del ruido será probablemente reforzada si las amplitudes de las señales son coincidentes, si están en oposición, la interferencia destructiva es más probable.

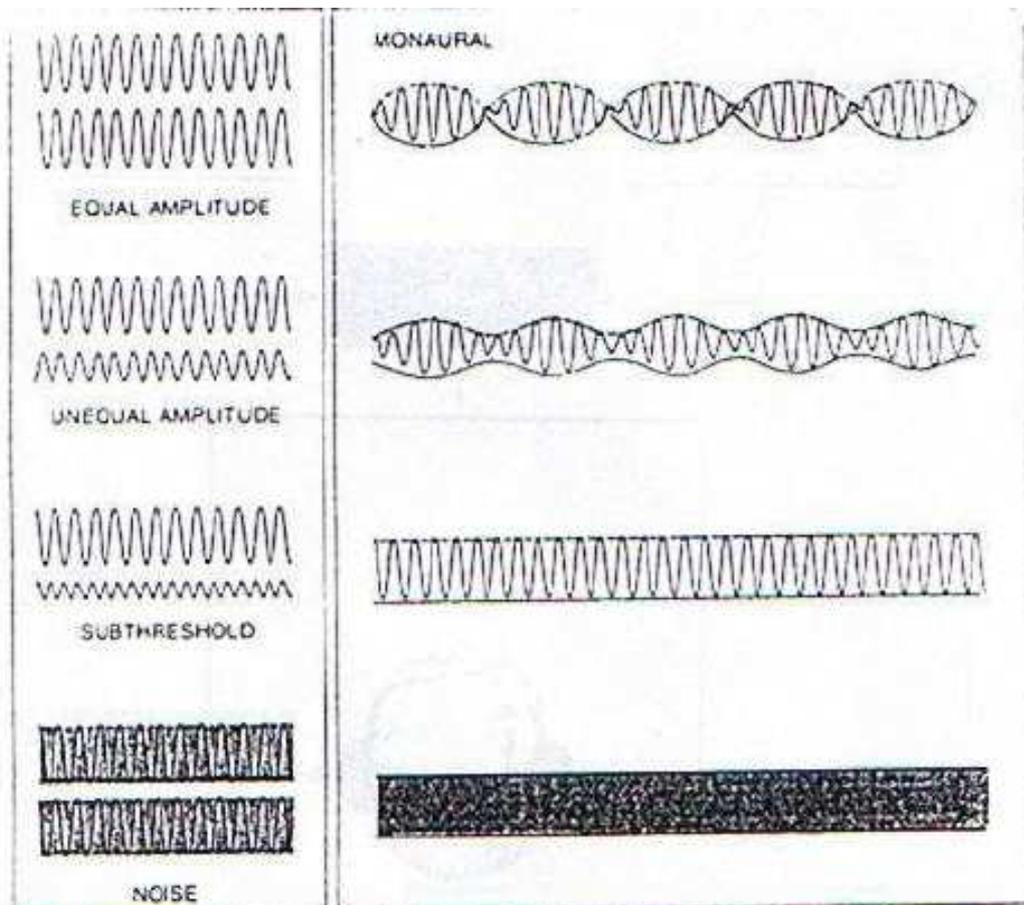
Entonces la percepción de los pulsos depende de la manera en la cual son presentados a los oídos, en la figura 4 los tonos aplicados se ven en la parte izquierda y se asume que son de baja frecuencia y separados en frecuencia por un pequeño intervalo. Los cuatro diagramas en la parte de arriba

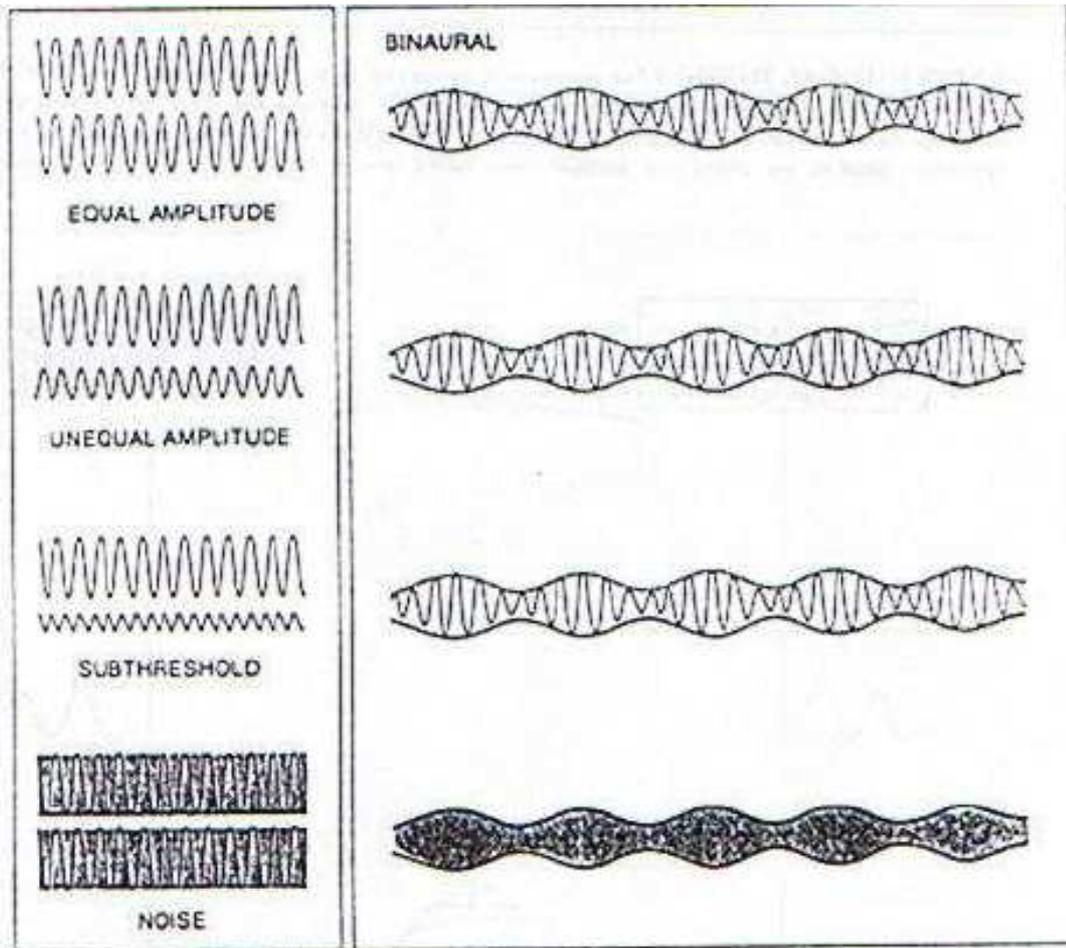
⁸ OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973 p.96

representan la condición monoaural, cuando señales de igual amplitud son combinadas, los pulsos varían de un buen nivel a silencio. Cuando se usan señales de diferente nivel, la intensidad de los pulsos se reduce, si las señales se acompañan con un ruido de nivel moderado, entonces los pulsos no son escuchados.

En los cuatro diagramas en la parte de debajo de la figura se representa la condición binaural, las formas de onda se repiten como en la condición monoaural pero son presentadas a cada oído separadamente. Bajo estas condiciones los pulsos son percibidos así las señales sean iguales o no en amplitud, incluso si alguna se encuentra en el umbral de audición. Si el ruido enmascara las señales, el pulso también es perceptible y modula el ruido.

Gráfico 7. Pulsos y ruido.





OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973

2.1.8 Electroencefalograma. Es un estudio de la función cerebral que recoge la actividad eléctrica del cerebro. La señal eléctrica recogida se amplifica y representa en forma de líneas, interpretándose la actividad de las distintas áreas cerebrales a lo largo del tiempo. Existen patrones normales y patrones anormales que hacen sospechar lesiones o enfermedades características. Es por tanto un medio de diagnóstico funcional de enfermedades cerebrales complementario a otros estudios, especialmente los radiológicos (TAC, Resonancia Magnética).

Para recoger la señal eléctrica cerebral se utilizan electrodos colocados en el cuero cabelludo, a los que se añade una pasta conductora para posibilitar que la señal eléctrica cerebral, que es de una magnitud de micro voltios, se pueda registrar y analizar en el electroencefalógrafo. Los primeros EEG y hasta hace pocos años se realizaban en papel; sin embargo en la actualidad es mucho más

utilizado el EEG digital, pues permite mejor almacenaje y análisis de los datos.⁹

Además de los registros habituales, se realizan electroencefalogramas de 24 horas, o estudios de electroencefalografía y vídeo durante 1-6 días. En estos casos la técnica es similar, pero se exige más colaboración al paciente, ya que debe permanecer controlado durante todo el tiempo del estudio.

El EEG sirve para observar el funcionamiento eléctrico cerebral, por lo tanto es importante conocer su normalidad o no, en pacientes con alteración de las funciones cerebrales, bien de forma persistente o bien de modo episódico. Puede detectar alteraciones de todo el cerebro o de algunas áreas, es decir podrá servir para observar alteraciones en lesiones (tumores, hemorragias, encefalitis, traumatismos entre otras) y lesiones difusas (tóxicas, metabólicas, infecciosas etc.), es decir, es fundamental realizar el EEG en pacientes cuyos síntomas o quejas sean deterioro del nivel de conciencia (somnolencia, estupor, coma), pérdida de facultades intelectuales (pérdida de memoria, demencia) o episodios que hagan sospechar crisis epilépticas (ya que la epilepsia es una enfermedad en la que el cerebro descarga de modo brusco impulsos eléctricos produciendo los ataques). En pacientes con episodios peculiares, el EEG fuera del episodio y especialmente durante el episodio ayudará al diagnóstico de epilepsia o no, además el EEG es muy útil en casos de intoxicaciones y otras enfermedades que pueden afectar al cerebro de modo difuso. En niños, especialmente en recién nacidos, es fundamental para detectar anomalías tanto por poder detectar daños establecidos, como para señalar defectos en la maduración y crecimiento cerebral. En pacientes con otros síntomas los EEG pueden ayudar a conocer mejor la enfermedad, el daño que están produciendo y si existen más riesgos, siendo complementarios a los métodos diagnósticos de imagen cerebral; entre ellos van a estar por ejemplo la cefalea, nerviosismo, inestabilidad, que pueden ser manifestaciones bien de enfermedades de buen pronóstico o de lesiones más graves.

El EEG mide la actividad sumada de corrientes postsinápticas, un potencial de acción al en un axón presináptico causa la liberación de un neurotransmisor dentro de la sinapsis que se difunde a lo largo de los espacios sinápticos y envuelve los receptores en una dendrita postsináptica, resultando en un flujo de iones dentro o fuera de la dendrita lo cual produce una corriente compensatoria en el espacio extracelular, es esta corriente extracelular la que genera voltajes

⁹ Clínica Universitaria de Navarra. Pruebas diagnósticas, Electroencefalograma (Disponible en Internet) Visitada 20/09/08. <http://www.cun.es/areadesalud/pruebas-diagnosticas/electroencefalograma/>

en el EEG. Aunque los potenciales postsinápticos generan una señal de EEG, no es posible determinar la actividad dentro de una sola dendrita o neurona. Así, una superficie de lectura de EEG es la suma de la actividad sincronizada de miles de neuronas que tienen una orientación espacial similar radial respecto al cuero cabelludo, las corrientes tangenciales al cuero cabelludo no son recibidas por el EEG, este por lo tanto beneficia los arreglos radiales paralelos de dendritas en la corteza. La actividad que tiene lugar en la profundidad de la cabeza es más difícil de detectar que la que se encuentra cercana al cráneo debido a que los campos de voltaje se van disminuyendo.

La actividad del EEG oscila en distintas frecuencias dependiendo de las diferentes características espaciales de distribución asociadas a los diferentes estados de funcionamiento cerebral como la vigilia y el sueño, esos estados representan actividad sincronizada sobre las redes neuronales.

La rutina clínica típica de registro de EEG dura de 20 a 40min, durante este tiempo es común llevar a cabo distintos procesos de activación que pueden evocar estados que se evidencian en una etapa de descanso, si la rutina se hace en pacientes que sufran de epilepsia, casi siempre parecerá tener descargas.¹⁰

Hay un gran número de beneficios al usar el EEG en la investigaciones de neurociencia, una de ellas es que no es invasivo al sujeto de estudio, además muchas de sus aplicaciones registran actividad cerebral espontánea y el sujeto no necesita cooperar con datos para la investigación, como si sucede con los test orales por ejemplo, también tiene una alta resolución temporal comparado con técnicas como la resonancia magnética y es capaz de detectar cambios eléctricos en la corteza en una escala de tiempo de milisegundos. Muchas de las investigaciones cognitivas con EEG usan técnicas ERP o de "potencial relacionado al evento" las cuales se obtienen promediando la señal del EEG de cada uno de los ensayos dentro de cierta condición, los promedios de condición de respuesta a un estímulo se pueden entonces compararse con otros promedios de respuesta a estímulo.

El EEG se describe en términos de la actividad rítmica presentada y los transientes, la actividad rítmica se divide en bandas por frecuencia, para dar alguna nomenclatura, por ejemplo, a la actividad rítmica entre 8Hz y 12Hz se le conoce como *Alfa*, pero estas designaciones se presentaron porque la

¹⁰ Enciclopedia medica wikipedia, Electroencefalograma (Disponible en Internet) Visitada 20/09/08. http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography#cite_note-3

actividad rítmica dentro de cierto rango de frecuencias tenía determinada distribución sobre el cuero cabelludo o determinada importancia biológica. La mayoría de señales observadas en el EEG están en el rango de 1 a 30Hz.

2.1.9 Ondas cerebrales. El cerebro humano funciona básicamente con energía bio-químico-eléctrica, aunque la potencia de la electricidad que manejan las neuronas es baja, medida en milivoltios, esta potencia es suficiente para procesar, manejar, distribuir y usar cantidades amplias de información y generar multiplicidad de respuestas; de esta manera, al usar microelectricidad, se puede decir que el cerebro es una máquina de bajas frecuencias generadas por la acción de los fenómenos eléctricos que allí se presenten.

Cada tipo de onda se traduce en un estado psico-neuro-fisiológico diferente. Es decir, la mente, el cuerpo y la actividad física y fisiológica son completamente diferentes en cada uno de estos estados o frecuencias. El tipo de sustancias neuroquímicas y hormonas vertidas al flujo sanguíneo varía según el tipo de frecuencia. Y tanto según la presencia y cantidad de dichas sustancias como el estado de ánimo que se tenga, interactúan entre sí para producir un estado físico-fisiológico-mental-comportamental final.

Hay cuatro ondas cerebrales principales, medidas según la frecuencia o la velocidad del impulso y la amplitud o el voltaje del impulso. De esta forma se han verificado que ciertos estados psicológicos internos están asociados con una determinada actividad cerebral como se muestra en la tabla de la siguiente página.

Tabla 2. Tipos de onda cerebral

| TIPO DE ONDA y voltajes | FRECUENCIA | SITUACION MENTAL RELATIVA A LA QUE CORRESPONDE |
|---|--------------------|--|
| DELTA 10-50 microvoltios | 0,2 a 3,5Hz | Estado hipnótico, hemisferio cerebral derecho en plena actividad, meditación. Es el ritmo que se encuentra en el sueño profundo, sin ensueños. |
| THETA 50-100 microvoltios | 3,5 a 7,5Hz | Equilibrio entre los hemisferios izquierdo y derecho, plenitud, armonía. Está asociada a la somnolencia, Es el ritmo que aparece cuando se entra hacia la inconsciencia o hacia el sueño, y, a menudo, están acompañadas por imaginaria hipnagógica como la de los sueños. |
| ALFA 100-150 microvoltios | 7,5 a 13Hz | Relajación, tranquilidad, creatividad inicio de actividad plena del hemisferio izquierdo y desconexión del hemisferio derecho. El estado interno se describe como de lucidez relajada, desplazándose hacia la interioridad o lo que se llama "estados internamente enfocados". La onda alfa puede ser de alta o baja amplitud según la producción de microvolts por el cerebro. Las ondas alfa de alta amplitud indican que el sujeto está en un estado de concentración más profundo. |
| BETA 150-200 microvoltios | 13 a 28Hz | Estado de alerta máxima, vigilante, miedo, es la situación normal cuando estamos despiertos, conduciendo, o trabajando en donde estamos en estado de alerta, ansiedad. Está asociada con la atención enfocada y el pensamiento activo de una mente vuelta hacia el mundo externo. En este ritmo se manifiesta el más alto grado de excitabilidad cortical. |
| RAM-ALTA +200 microvoltios | + de 28z | Estado de stress y confusión. |

<http://www.megabrain.net>

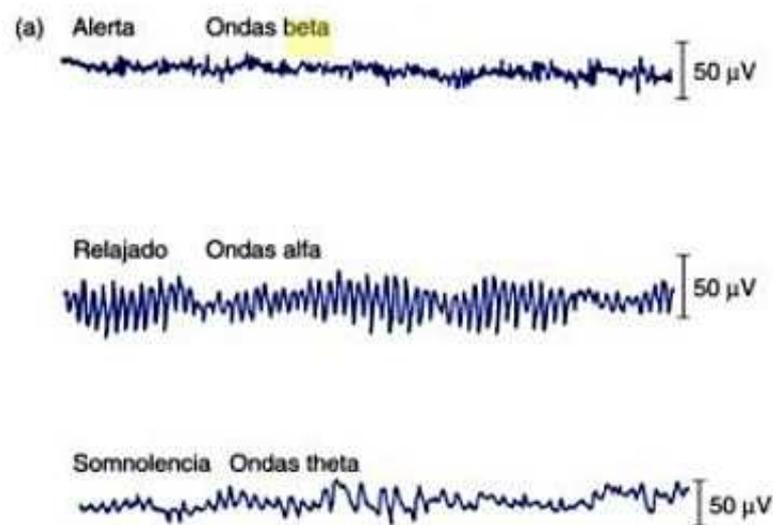
Las ondas Alfa en la parte posterior del cráneo son de hecho deseables en un estado de vigilia en reposo. Este tipo de ondas tiene efectos fisiológicos positivos permitiendo a la vez pasar con más facilidad, si necesario, a otros niveles de activación. No obstante, hay que aclarar que no hay ondas cerebrales que sean las mejores en cada momento. Por ejemplo, las ondas Theta predominan durante un sueño sano; sin embargo su predominación en estado de vigilia se asocia por lo general a falta de atención.

El tipo de ondas deseable depende también de la localización en el cerebro y de la edad de la persona examinada, no presentándose además casi nunca un determinado tipo de ondas solo, sino con ondas de otras frecuencias en varias proporciones.

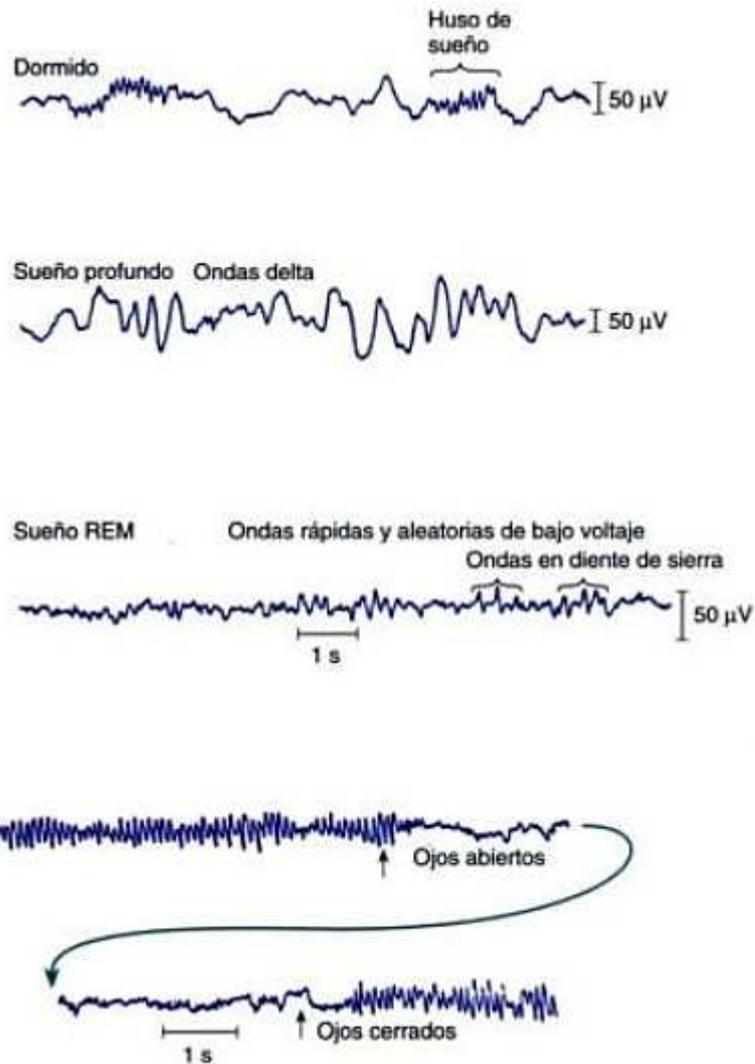
Finalmente, resulta más importante la flexibilidad de sus modificaciones en función de las variables de la capacidad de predominar durablemente.¹¹

2.1.10 Patrones de onda cerebral. En la siguiente gráfica se pueden evidenciar las formas de onda apreciables a través del EEG en una medición de estado cerebral en un segundo.

Gráfico 8. Patrones de onda cerebral.



¹¹ MEGABRAIN. (disponible en internet). Visitada 30/09/07.
http://www.megabrain.net/novedades/megabrain/ondas_cereb.htm.



Pocock Gillian. Richards Christopher D. FISIOLÓGÍA HUMANA La base de la medicina. Ed MASSON.

2.1.11 Entrenamiento de ondas cerebrales. El entrenamiento consiste en aprender, aprovechando la retroalimentación de los parámetros del electroencefalograma, qué relaciones existen entre las conductas y actitudes del individuo de un lado y el buen funcionamiento cerebral del otro, y cómo se puede aprovechar la experiencia obtenida de tal forma para controlar mejor la actividad cerebral y optimizar sus recursos en función de las necesidades. “El objetivo es aprovechar plenamente el potencial de la mente para realizar procesos más eficaces”.¹²

¹² NEUROBIT SYSTEMS Entrenamiento de la mente (Disponible en Internet) Visitada 28/08/07. <http://www.neurobitsystems.com/es/neurofeedback-faq.htm>.

2.1.12 Neuro-retroalimentación. La bio-retroalimentación es una técnica mediante la cual se alcanza control voluntario de algunas funciones fisiológicas, que normalmente son reguladas por el sistema nervioso autónomo en una forma inconsciente. Por ejemplo, el pulso, la presión sanguínea, la temperatura de las manos. Una variante más reciente de la bio-retroalimentación es la Neuro-retroalimentación o visualización y control de las ondas cerebrales.

Este es el ejercicio que hace la mente para tener control consciente de la actividad cerebral, con la ayuda de equipos sofisticados de tecnología de punta, en unas bandas de frecuencias específicas, permitiéndonos obtener, después de varias sesiones de entrenamiento, la regulación de la actividad cerebral que se desea.

Mediante el entrenamiento de la neuro-retroalimentación, se activa la conexión mente cuerpo, y mediante esta, el poder de controlar a voluntad muchos de nuestros sistemas que en caso de mala regulación conducen a lo que normalmente conocemos como enfermedad. Además es una herramienta poderosa que puede cambiar efectivamente las bases fisiológicas del comportamiento, la atención y el aprendizaje. También es útil para remediar las consecuencias de Derrames, Aneurismas y Daño traumático del cerebro.

2.1.13 Vigilia. Frecuentemente se asocia el estado de vigilia con un nivel de consciencia relativamente alto, mientras que un estado de euforia, de depresión, un estado de ebriedad, la ligera somnolencia o el dormir profundamente se asocian con niveles de consciencia inferiores. El dormir es el estado conductual que se alterna, en las 24 horas de cada día, con otro estado de conducta denominado de vigilia, ocupando alrededor de un tercio de ese período.

Cuando el sujeto duerme esta corrientemente acostado y presenta un alto umbral (baja sensibilidad) frente a los estímulos que excitan normalmente sus sistemas sensoriales. Su actividad motora es muy baja. Pero este "período" es discontinuo ya que se ve interrumpido por períodos en que cambia la actividad eléctrica del cerebro y el tono de ciertos músculos (períodos de soñar).

El estado de vigilia es un estado consciente que se caracteriza por un alto nivel de actividad, en especial en relación al intercambio de información entre el sujeto y su medio ambiente. La mantención de la conducta de alerta depende del nivel de información sensorial que puede entrar y del nivel de salida de información motora.

Aparentemente estas características se correlacionan con la composición neuroquímica del microambiente neuronal.¹³

El estado de vigilia se expresa en una serie de parámetros como son las sensaciones, las percepciones, la atención, la memoria, los instintos, las emociones, los deseos, el conocimiento y el lenguaje. El efecto integrado de ese conjunto de parámetros representa el substrato de la conciencia.

Esta etapa de actividad depende de los estímulos nerviosos que envía a la corteza cerebral el sistema activador de la formación reticular. Este sistema está formado por núcleos de esa estructura ubicados a nivel del tronco cerebral y que se activan por los impulsos sensoriales derivados de la médula espinal y por impulsos que vienen del tálamo.

Cuando disminuye el estado de alerta y decrece el nivel de conciencia, se comienza con la etapa inicial del dormir. Este estado presenta una serie de etapas que se han caracterizado principalmente de acuerdo a los cambios del electroencefalograma (EEG).

En la medida que el dormir se profundiza, el EEG se enlentece (ritmo theta) y mientras más lento mayor es el umbral frente a la información sensorial. Cuando la profundidad del dormir es la más alta, el despertar es muy difícil y, si ocurre, el período de alerta que resulta es muy breve. Esta etapa se llama sueño no-REM de ondas lentas interrumpido, sin embargo, por husos (período de mayor frecuencia), en ella, muchas funciones autonómicas y de control, están disminuidas: frecuencia cardíaca, presión sanguínea, frecuencia respiratoria. Sin embargo, la actividad neuroendocrina está aumentada: alta liberación pulsátil de gonadotrofinas y de hormona de crecimiento.

2.1.14 Tiempos de reacción en el ser Humano. Cuando una persona tiene que realizar alguna acción en respuesta a un dado estímulo (visual, auditivo, táctil), transcurre un cierto tiempo entre la recepción del estímulo y la ejecución de la acción. Este intervalo de tiempo se conoce como tiempo de reacción de una persona. Estas demoras en la reacción están reguladas por dos efectos. El primero es el tiempo de tránsito del estímulo en los órganos sensible correspondientes (ojo, oído, etc.). El segundo tiene que ver con el tiempo que pasa entre los impulsos nerviosos y el movimiento de los músculos.

¹³ NEUROCIENCIAS sueño-vigilia (Disponible en Internet) Visitada 01/08/08.
http://www.puc.cl/sw_educ/neurociencias/html/174.html.

En cuanto a la técnica de mediciones, existen algunos aspectos muy importantes, una de las características de los tiempos de reacción es la gran variabilidad de los resultados. Pueden variar según las instrucciones, la atención, la repetición de un estímulo que crea un estado de expectación en el sujeto y la respuesta puede volverse automática o bien puede anticiparse, hay que prestar atención también al entrenamiento variable de cada sujeto cuyo resultado se traduce en una disminución de los tiempos de reacción y en una reducción de su variabilidad.¹⁴

2.1.15 Cámara de Gesell. La Cámara de Gesell, es una habitación acondicionada para permitir la observación con personas. Está conformada por dos ambientes separados por un vidrio de visión unilateral, los cuales cuentan con equipos de audio y de video para la grabación de los diferentes experimentos.

¹⁴ Guerrero Sánchez Cristina Gpe. Martínez Camacho Ma. Luisa. DIFERENCIAS TIEMPOS DE REACCIÓN SEGÚN LA MODALIDAD SENSORIAL, Facultad de Psicología, UNAM.

3. METODOLOGÍA

3.1 ENFOQUE DE LA INVESTIGACIÓN

Se definió un enfoque Empírico-analítico para emplear en la investigación, ya que muestra un interés técnico con una tendencia fuertemente marcada al contraste de algunas de las teorías y antecedentes existentes en el mundo, con los resultados de las experiencias y pruebas que se realizarán con el neuro-estimulador auditivo binaural para la optimización y tratamiento de estados cerebrales inducidos de vigilia y concentración, los cuales son un campo de estudio perteneciente al área de psicología.

De esta manera las simulaciones hechas a través de un procesador de señal digital se retroalimentan con la generación de datos brindada por los dispositivos de medición electroencefalográfica y tiempos de reacción, todo en búsqueda de resultados más verídicos y terapéuticamente válidos, verificables a través de la comparación de datos evidenciables a través del dispositivo neuro – retroalimentador y la máquina de tiempos de reacción.

3.2 LÍNEA INSTITUCIONAL, SUBLÍNEA DE LA FACULTAD Y CAMPO DE INVESTIGACIÓN

La línea institucional de la universidad sobre la cual se sustenta la investigación es la de TECNOLOGÍAS ACTUALES Y SOCIEDAD, ya que la estimulación auditiva binaural de las ondas cerebrales es un campo poco profundizado en los estudios psicológicos de la universidad, lo cual lo convierte en una nueva tecnología como alternativa para el tratamiento de problemas que afectan a una parte determinada de la sociedad.

La sublínea de la facultad es Instrumentación y control de procesos, debido a que uno de los objetivos específicos de la investigación es registrar toda la complejidad del proceso a lo largo de todas sus etapas, además de realizar el respectivo control de su aplicación y su funcionalidad como herramienta de trabajo aplicable en ámbitos laborales diferentes a la ingeniería de sonido

El campo de investigación es el de ACÚSTICA, más específicamente el área de psicoacústica, ya que el estudio se centra en el comportamiento cerebral a

través de la percepción auditiva de señales procesadas digitalmente y sus efectos en los patrones comportamentales de la conciencia.

3.7 TÉCNICAS DE RECOLECCIÓN DE INFORMACIÓN

La etapa primaria en el proceso de recolección de información son las entrevistas con los especialistas en el área de psicología de la universidad de San Buenaventura, quienes evalúan el objetivo del proyecto, ya con los conocimientos que poseen acerca de los comportamientos neuronales y la limitación de estimulaciones que allí se deben presentar, dan su pronóstico acerca de la viabilidad de la investigación y su aplicabilidad, además de una asesoría fundamental en la parte logística con el préstamo de equipos, laboratorios e interpretación de datos.

Para la adquisición de la información, el proceso a realizar consiste en la medición del estado cerebral del sujeto previamente dictaminado, en un estado base y primario, luego se realiza la neuro estimulación con el dispositivo, y se registran los datos obtenidos mediante los equipos neuro – retroalimentadores y la máquina de tiempos de reacción.

Los instrumentos que se emplean para obtener los datos que se esperan con el diseño y aplicación de las señales de neuro-estimulación auditiva binaural para optimización y tratamiento de estados cerebrales inducidos de vigilia y concentración son, en primera instancia, una plataforma de procesamiento de señal digital de audio cuya estructura permite la manipulación de señales sonoras y todas sus propiedades pertinentes en la obtención de pulsos binaurales.

La apreciación de estas señales procesadas se conduce a través de audífonos estereofónicos y con un buen nivel de aislamiento, de esta manera se asegura la percepción del pulso binaural requerido; antes y después de la reproducción de las señales se monitorea el estado cerebral mediante registro neuro retroalimentador del estado cerebral para así establecer el nivel de cambio del mismo en esta etapa primaria de implementación terapéutica de señales sonoras.

Además se utiliza la medición de tiempos de reacción, mediante un dispositivo suministrado por la facultad de psicología, para obtener otro tipo de dato medible del nivel de atención del individuo bajo estudio, al final se comparan todos los datos y los registros medidos y se sacan las conclusiones de la experiencia.

3.4 POBLACIÓN Y MUESTRA

El diseño y aplicación del Neuro-estimulador auditivo binaural para tratamiento y optimización de estados inducidos de vigilia y concentración, se prueba dentro de un ámbito terapéutico y se establece como una herramienta versátil para la utilización por parte de los especialistas en los estudios de la parte psicofisiológica del cuerpo y más específicamente en lo concerniente a los desórdenes en los estados emotivos de la mente de tiempo no prolongado.

La expectativa del experimento, es que una vez avalado por especialistas, se implementen en pacientes con desórdenes en los estados emotivos de tiempo no prolongado de la conciencia, con el objetivo riguroso de optimizar y tratar los estados inducidos de vigilia y concentración, a través de un entrenamiento pasivo de ondas cerebrales.

Por lo anterior, se realiza un diseño de prueba de pre test y post test con un sujeto, $n=1$, midiendo el estado base en la corteza cerebral del mismo antes y después de la intervención para posteriormente comparar los resultados y evaluar un posible índice primario de efectividad del neuro estimulador; además de la medición complementaria de los tiempos de reacción del individuo como otra fuente de monitoreo.

Se establece una población de un solo sujeto debido a que las escalas de evaluación diseñadas desde el modelo cognoscitivo de la psicología son muy subjetivas, esto quiere decir que la muestra es de un solo sujeto debido a que no se tiene una población de personas diagnosticadas cautiva a las cuales se les pueda controlar y estandarizar variables extrañas como el patrón de sueño, pues cada individuo tiene su propio patrón, si la población fuera más numerosa se tendría que igualar esta variable junto con otras, pues éstas tienden a modificar los comportamientos del EEG, además la alimentación, las condiciones emocionales, etc.... son factores individuales que en sujetos humanos no se pueden unificar.

De esta manera se considera la elaboración de este neuroestimulador como una herramienta ingenierilmente elaborada y destinada a futuros estudios y diseños experimentales en psicología que evalúen sus características y su desempeño en la optimización de procesos cognitivos.

3.5 HIPÓTESIS

Con la aplicación de conocimientos ingenieriles adquiridos a lo largo de la profesionalización en Ingeniería de Sonido, respecto a la generación y manipulación de señales digitales, es posible realizar la configuración y sincronización necesarias en la estructura de una señal sonora, de tal manera que al ser percibida auditivamente por un individuo, como parte de un entrenamiento pasivo de ondas cerebrales, genera en el tronco cerebral los pulsos binaurales necesarios para inducir un estado alterado en la conciencia que afianza y puntualiza el nivel de reacción y atención del sujeto, obteniendo una verificación certera de datos a través de equipos de medición de señales neuronales de la corteza cerebral, como electroencefalografía y medición del estado de atención a través del dispositivo de tiempos de reacción. Todo con el fin de ofrecer a los terapeutas una herramienta opcional y divergente a la formulación de medicamentos invasivos y con verificación objetiva de datos acerca del funcionamiento del dispositivo que van a emplear.

3.6 VARIABLES

3.6.1 Variables independientes.

- Estado cerebral base de la corteza, medido como etapa pre test del experimento en el sujeto, con el cual se obtiene la pauta para configurar el inicio de la sincronización.
- Tipo de configuración de la señal a emitir, ya sean sinusoidales puras, con ruido o con música como tercera señal.
- Duración de la Intervención al individuo con la señales configuradas y sincronizada, ya que el tiempo es igual en todas las sesiones de prueba de esta experiencia.
- Cámara de Gessel: Es el lugar donde se realizarán las sesiones de medición de tiempos de reacción al individuo, ya que genera condiciones pre establecidas e ideales para este tipo de tratamientos.

3.6.2 Variables dependientes.

- Nivel de desempeño en tareas que requieren de atención, como la medición de los tiempos de reacción a estímulos visuales.
- Sincronización de la señal emitida, la cual depende del estado cerebral base medido y del estado específico que se quiere lograr
- Para etapas posteriores de aplicación y estudio experimental del neuroestimulador en la facultad de Psicología, el tiempo de estimulación variará con el avance de las terapias y dependerá de la evolución de las mismas, al tratarse de un entrenamiento pasivo de ondas cerebrales, lo ideal es una reducción en el tiempo de la estimulación a medida que transcurren las sesiones, ya que la inducción al estado cerebral deseado es progresiva.

4. DESARROLLO INGENIERIL

Como solución ingenieril al problema planteado, se propuso la realización de señales de neuro estimulación auditiva binaural para tratamiento y optimización de estados cerebrales de vigilia y concentración con la utilización de las plataformas de procesamiento de señales *Adobe Audition 1.5* y *Matlab 7.0.1*, teniendo en cuenta, en primer lugar, que son programas con licencia vigente en la Universidad de San Buenaventura y que además poseen las herramientas que cubren las necesidades y objetivos propuestos en este trabajo de grado.

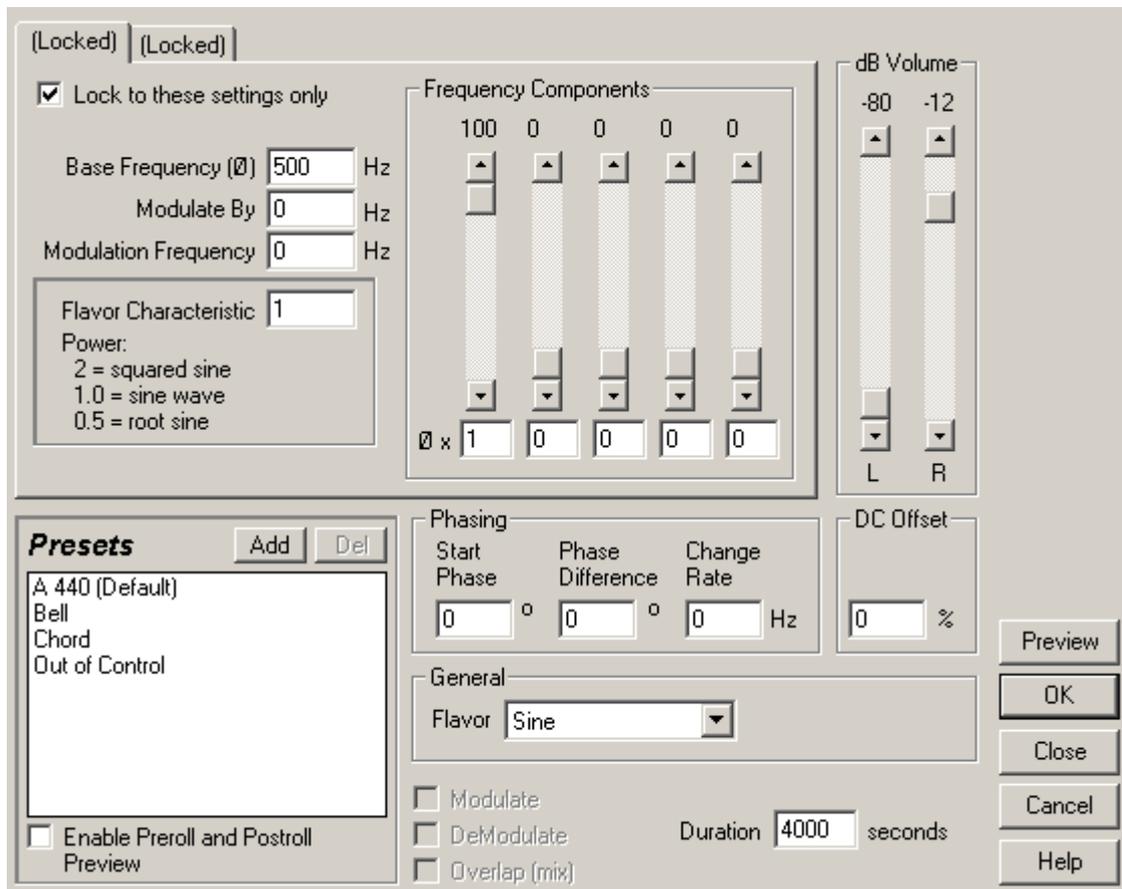
En primera instancia se realizó la configuración de una sesión en *Adobe Audition* de 7 tracks para incluir aquí todo el audio que podía llegar a necesitarse para la generación de los pulsos binaurales destinados al desarrollo del experimento, se tuvieron en cuenta las conclusiones de los experimentos evidenciados en los antecedentes y las pautas teóricas allí registradas, para de esta manera, sustentar el desarrollo ingenieril del proyecto en las bases de quienes se han interesado en estudiar los temas afines y en la búsqueda de unos resultados con óptimos niveles de eficiencia.

De esta manera, y según las teorías de detección de pulso mencionadas por J.C.R. Licklider, J.C. Webster y J.M. Hedlum, en la ventana de edición de *Adobe Audition* se generó un tono puro de 500Hz estéreo y cuyas características de configuración fueron:

- Nivel de canal derecho = -12 dB.
- Nivel de canal izquierdo = -80 dB (no perceptible).
- Duración = 4000segundos.
- Onda seno, sin componentes armónicos y sin desfase.
- Patrón de configuración constante.

A continuación se observa la ventana de configuración del tono de 500Hz requerido, el cual se genera en la ventana de edición y posteriormente se traslada a la ventana *multitrack* para su mezcla con las demás señales configuradas. Se establece un nivel de -80dB en el canal izquierdo puesto que lo requerido es un tono puro de 500Hz que sea solamente perceptible por el canal derecho, según el experimento de David R. Perrott y Michael N. Nelson, mencionado en los antecedentes, se toma este tono como el invariable en el tiempo o de “referencia”.

Figura 1. Parámetros de tono de 500Hz

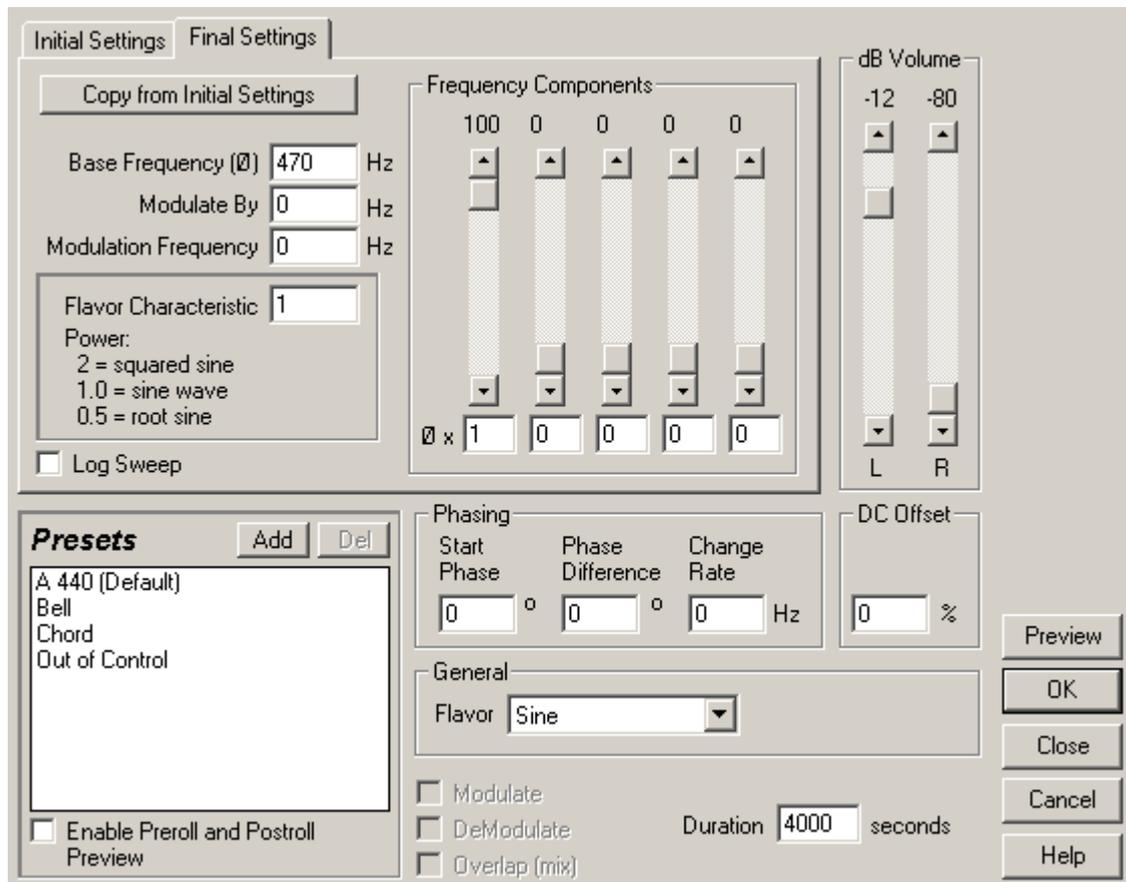


Los siguientes tres tonos configurados, se establecen como opciones de sincronización de las ondas cerebrales, según el tipo de inducción cerebral que se quiera lograr, entonces, partiendo de la teoría de las ondas cerebrales, y sus valores de frecuencia, todos estos tonos se configuran para terminar en 470Hz y de esta manera afianzar la inducción de estados cerebrales *Beta*, pero las características de inicio de cada uno varían para ofrecer distintas opciones a los distintos estados cerebrales base que pueden ser medidos antes de la inducción.

Se configuran estos tres tonos bajo los mismos parámetros a excepción de la frecuencia de inicio que, como se mencionó, depende del estado cerebral base medido en el sujeto destinado para la estimulación, de esta manera:

- Nivel de canal derecho = -80 dB. (no perceptible).
- Nivel de canal izquierdo = -6 dB
- Duración = 4000 segundos.
- Onda seno, sin componentes armónicos y sin desfase.
- Patrón de configuración variable en el tiempo.

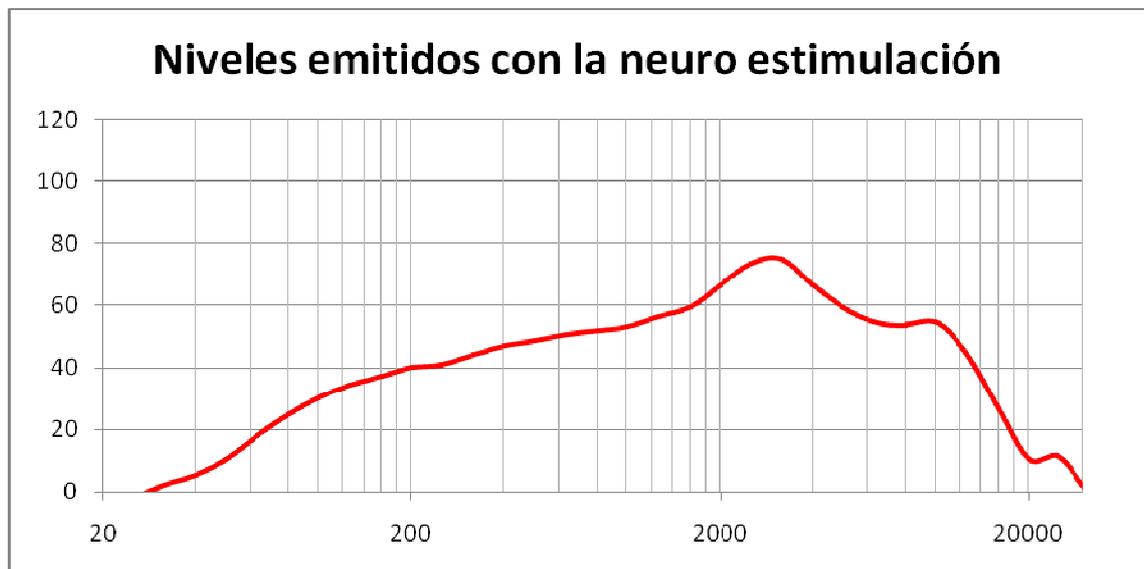
Figura 2. Parámetros de tonos variables.



Al pasar los 4 tonos a la ventana de *multitrack*, ya se tienen 3 opciones de sincronización de ondas cerebrales hacia estado *Beta* dependiendo del estado cerebral base medido y que parten respectivamente de estados *Delta*, *Theta* y *Alfa* como se observa en la figura 7.

Respecto a los niveles de las señales, se resuelve dejarlos todas a un valor de -13dB en la escala del master de *Adobe Audition 1.5*, manteniendo los niveles de la tarjeta del computador en su valor medio, de esta forma pudo medirse un nivel de salida de la tarjeta con un valor de 0.086 Voltios, y con la implementación de un emulador de oído para verificar los niveles de presión que se ejercen en los oídos con los audífonos empleados durante la reproducción de las señales, se pudieron registrar los valores que se observan en el gráfico 9, con lo que puede apreciarse que no se sobrepasan las normas establecidas por la Organización Mundial de la Salud en donde se establece la exposición a niveles superiores a 85 dB SPL por más de 8 horas como causante de fatiga auditiva y acúfenos.

Gráfico 9. Niveles emitidos con la neuro estimulación



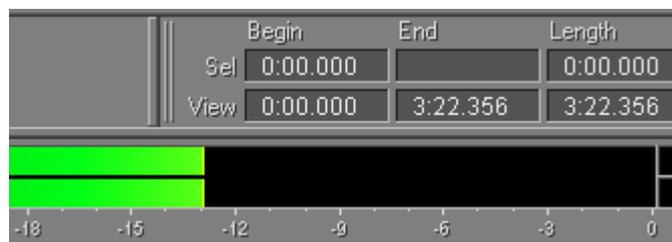
De esta manera pudo apreciarse la mezcla de las señales de manera cómoda, por lo tanto, teniendo en cuenta que la intervención es de aproximadamente 135 minutos, se deben manejar bajos niveles para evitar cualquier tipo de fatiga auditiva que se pueda presentar, además se determina no establecer la diferencia de niveles entre los dos tonos como una variable en el experimento debido a la restringida disponibilidad de tiempo e instrumentos para hacerlo. Entonces los dos canales siempre mantienen igual nivel, independientemente de la señal que emitan.

Figura 3. Opciones de partida de la sincronización



También basándose en la teoría mencionada por Gerald Oster, -13dB sería el nivel máximo percibido cuando el pulso se genera a partir de dos señales puras y sin una tercera señal, como se observa a continuación, ya que la sumatoria de la señales, los refuerzos y las cancelaciones, los máximos y los puntos mínimos de la misma, se percibirán a nivel cerebral, ya que es allí donde los tonos se integran y generan el pulso.

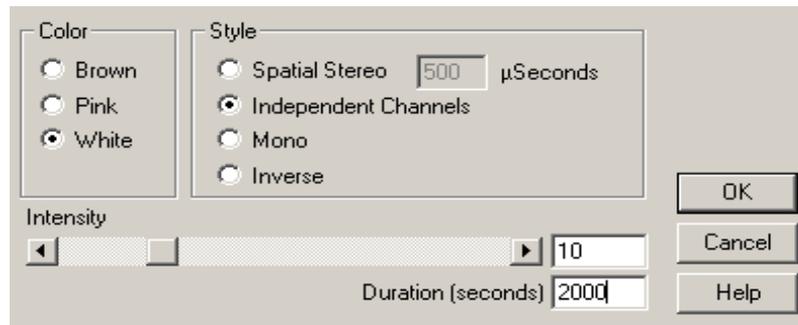
Figura 4. Niveles de ondas puras.



En lo que respecta a las variables de la prueba, se establece realizar estimulación con pulsos binaurales a partir de señales puras, con ruido blanco de fondo y con música de fondo, debido que son este tipo de formatos los que se comercializan. Se establecen estas variables para posteriormente, en la presentación de resultados, determinar cual favorece más la obtención de mejores tiempos de reacción a estímulos visuales, y por ende al nivel de atención y concentración.

Entonces antes de configurar estas señales se establece poner como parámetros terceros de la señal un ruido blanco de 4000 segundos, estéreo y con una intensidad de 10, como se observa en la figura 9, que según lo que marca el master de *Adobe Audición 1.5* es igual a -30dB aproximadamente, lo cual sumado a las señales puras ya configuradas, dará como resultado -12dB en el master aproximadamente; esto porque el ruido en estéreo ahora está realizando una sumatoria completa, a cada uno de los tonos independientes ya configurados.

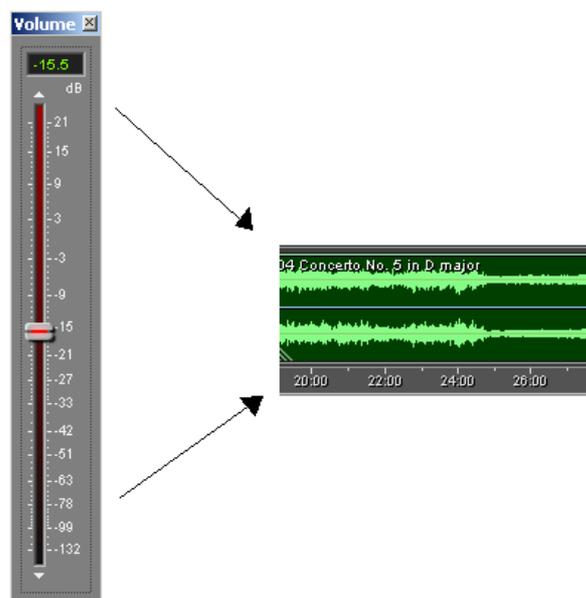
Figura 5. Generación de ruido blanco.



En lo concerniente a la tercera variable de la prueba, se establece una señal musical con música clásica, ya que según Isabel Luñasky, musicoterapeuta de la Escuela de Musicoterapia de Madrid, se sabe que “la música tiene la capacidad de favorecer la relajación, el sueño, la concentración mental, mejorando la memoria, la intuición, fortaleciendo la vitalidad, el sistema nervioso y madurando la comunicación personal e interpersonal al favorecer la apertura emocional y expresiva”. De esta manera, al importar este audio en formato wav, para que tenga una duración 1 hora, se establece la tercera variable en el entrenamiento de ondas cerebrales a partir de pulsos binaurales y cuyos resultados se aprecian más adelante.

Respecto al nivel de esta variable, luego de importar, se redujo la amplitud de la señal aproximadamente unos 15 dB en la ventana de reducción de nivel del clip de audio, como se observa en la figura 10, para que de esta manera el nivel general, con los tonos puros sumados, fuese de -12dB aproximadamente,

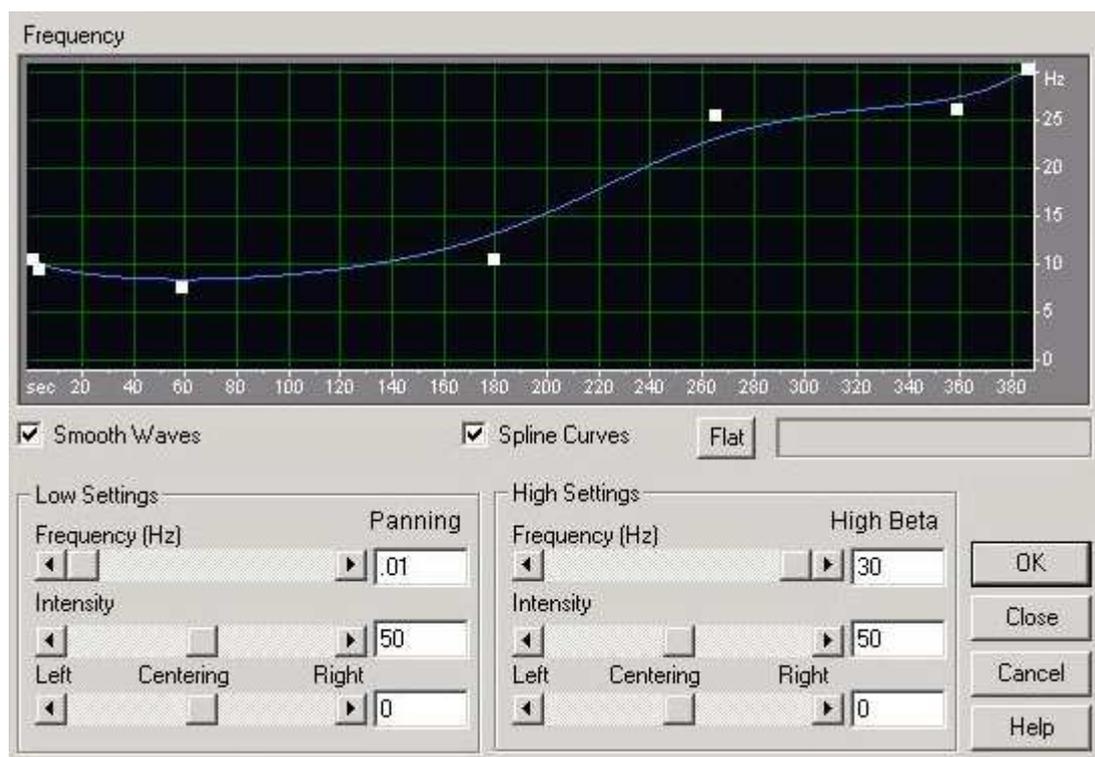
Figura 6. Reducción al nivel del clip de música



Se pueden complementar los parámetros de esta señal musical, en búsqueda de una percepción más acertada de los pulsos en la mezcla de tres señales al mismo tiempo, utilizando el sincronizador de ondas cerebrales, para procesar por medio del mismo la música. Se establecen los parámetros iniciales de este procesamiento para que comience en una frecuencia alrededor de los 11Hz y que termine la sincronización alrededor de los 30Hz, tal y como se configuraron las señales anteriores, este sincronizador se percibe de manera tal que, como afirmaba Oster en sus experiencias con el ruido blanco enmascarando los pulsos, realiza modulaciones en amplitud a la señal musical dándole una característica oscilatoria y acorde a los parámetro de la sincronización.

En la siguiente figura se muestran los parámetros que se pueden programar con ayuda del sincronizador, en este caso en particular, para la señal de música de fondo.

Figura 7. Configuración del sincronizador.



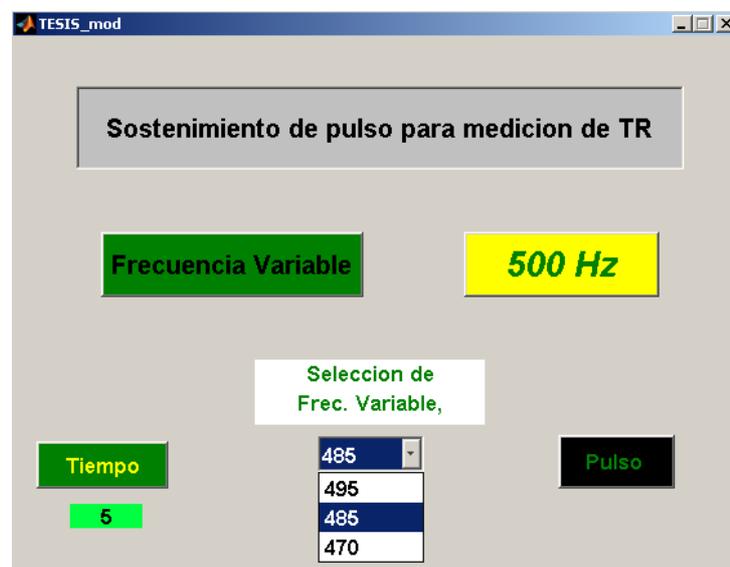
De esta manera se tienen los 7 tracks disponibles para realizar una estimulación con pulsos binaurales, con los parámetros que se requieren para el análisis de las variables como son: señales de dos tonos puros, señales de dos tonos puros con música (normal o sincronizada) y señales de dos tonos puros con ruido blanco.

Como herramienta opcional, se realiza la programación de una interfaz gráfica de usuario, en la plataforma programable *Matlab 7.0.1*, con el fin de implementar las capacidades ingenieriles en la elaboración de una herramienta complementaria en la generación de señales para la obtención del pulso binaural objeto de este estudio.

El desempeño útil de la interfaz gráfica de usuario en este proyecto, podría sustentarse en el hecho de que las propiedades programables de la misma permiten la fácil manipulación de sus parámetros; este aspecto es importante ya que una de las expectativas del proyecto es que sea implementable por terapeutas o especialistas en el área de psicología, quienes no tienen las capacidades de manipular las configuraciones y parámetros de señales sonoras en una estación de trabajo de audio digital. Debido a lo anterior se elaboró una sencilla interfaz gráfica de usuario la cual permite la obtención de un pulso binaural.

Cabe aclarar que la función a desempeñar con esta interfaz gráfica podría ser, primeramente, el sostenimiento de un estado alcanzado luego de la sincronización ya explicada, ya que las características en la programación de la misma solo permiten la generación de un estado continuo de principio a fin y con un tiempo determinado; entonces puede implementarse en la etapa de medición de electroencefalografía post test y en la medición de los tiempos de reacción para evaluar el nivel de atención, tal y como se hizo en el desarrollo de este experimento.

Figura 8. Interfaz gráfica de usuario para sostenimiento de pulsos.



La configuración gráfica de la interfaz se hace dentro del *PROPERTY INSPECTOR* de la misma para observar los parámetros que se observan en la anterior figura, pero en lo que a programación se refiere, se generan dos tonos estéreo de determinada duración a través de una matriz de N por 2, como se observa en la figura 13, y en cada uno de ellos se genera un tono de amplitud cero para aquel canal que se debe silenciar, lo cual resultará en la apreciación de un solo canal por cada tono, esto debido a que las señales enviadas a ambos canales deben tener la misma longitud de vector para producir un sonido estéreo.

A continuación, se muestran los programas necesarios para generar dos tonos estéreo y que a su vez, sean pertinentes para la generación de un pulso binaural deseado, en este caso un pulso binaural de 30Hz.

Figura 9. Programas para generación de pulso en una *GUI*.

Tono izquierdo

```
fs=44100;
fll=470;
flr=0;
d=200;
t=0:1/fs:d;
yll=sin(fll*2*pi*t);
ylr=sin(flr*2*pi*t);
yll=yll';
ylr=ylr';
L=[ylr yll];
sound(L,fs)
```

Tono derecho.

```
fs=44100;
frr=500;
fll=0;
d=200;
t=0:1/fs:d;
yrr=sin(frr*2*pi*t);
yrl=sin(fll*2*pi*t);
yrr=yrr';
yrl=yrl';
R=[yrr yrl];
sound(R,fs)
```

Cabe aclarar que se deben hacer la matriz transpuesta para cada par de señales o tonos estéreo ya que inicialmente se encuentran como vectores 2 por N, y si no se realiza esta operación, entonces se percibirán como tonos monoaurales, ya que las señales se sumarán en cada uno de los canales.

Como una primera visión de monitoreo, a manera de evidenciar la correcta generación del pulso binaural, se realizó la visualización de las señales a través de los trazos de un osciloscopio en el laboratorio de acústica, con la única finalidad de sustentar la teoría de Gerald Oster mencionada y apreciada en la figura 1. De este documento, la suma de las dos señales se aprecia en las siguientes imágenes.

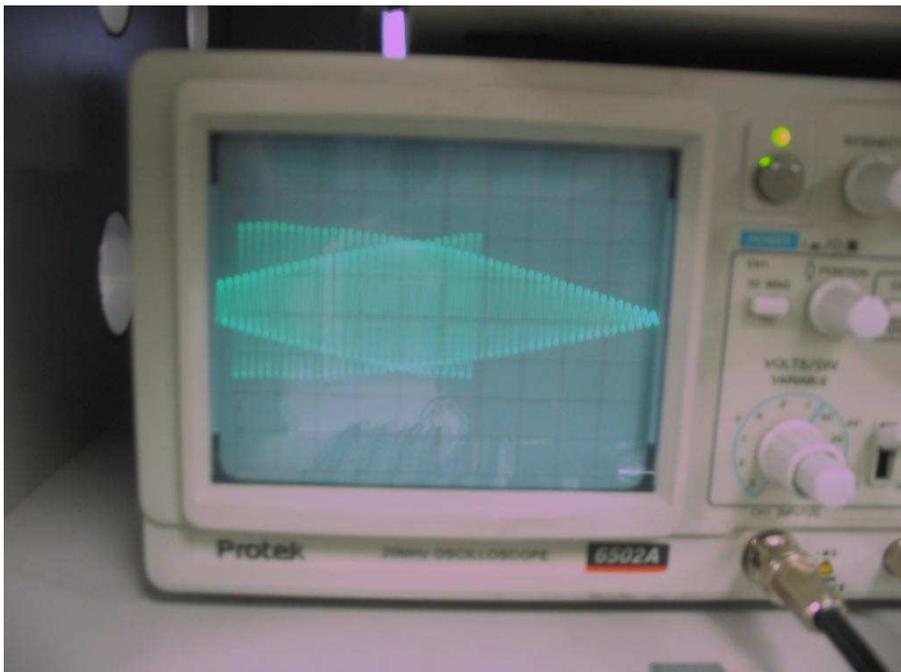
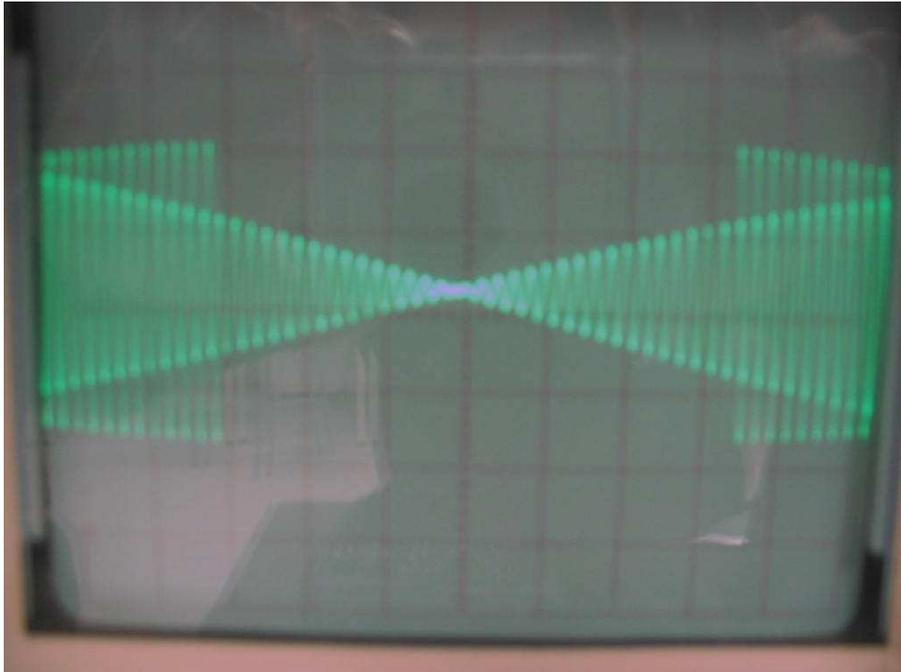
Imagen 1. Envío de la señal de salida al osciloscopio.



Sustentado en las teorías mencionadas por Oster, se definió la realización de dos tonos de igual amplitud y enviados por canales independientes, para que de esta manera, la señal general apreciada tenga una forma de envolvente lo más acorde posible a los estudios existentes, con zonas de destrucción y refuerzo en lo que a interferencia de las ondas se refiere.

En la siguientes imágenes pueden observarse las características en la envolvente de la señal que sale del computador, y que es destinada para las aplicaciones de este proyecto, cumplen con lo hecho por Oster.

Imágenes 2. Y 3. Señal obtenida del pulso binaural en el osciloscopio.



En cuanto a los equipos para la generación de las señales a través de las plataformas usadas se emplearon:

- Computador portátil Hewlett Packard dv 2000 con memoria Ram de 2 Gigas, procesador doble núcleo de 64 bits de 1.9Ghz.
- Audífonos profesionales Sony MDR 7506, con diseño Circum-aural que ofrece un nivel de aislamiento óptimo para este experimento, con driver de 40 mm tipo dinámico, sensibilidad de 106 dB/mW, y con respuesta en frecuencia de 10-20KHz.

En lo que respecta a los equipos de registro para la obtención de los datos consecuentes a la hora de evaluar la pertinencia de cada una de las variables del experimento, se pidió la colaboración de la facultad de psicología desde los inicios de la investigación, y desde entonces se recomendó la utilización de la máquina de tiempos de reacción, para la medición del tiempo en que tarda el sujeto en estudio en reaccionar a un estímulo visual antes y después de la intervención, y de esta manera tener una referencia acerca de su nivel de atención y concentración para ser posteriormente comparado con otra mediciones homólogas.

La máquina de tiempos de reacción posee distintas opciones de configuración dentro de las cuales se puede variar, el tipo de estímulo que puede ser visual o auditivo, con luces o con filminas, y también se puede elegir el tiempo para que el estímulo aparezca, y a partir de aquí, medir el tiempo en que el sujeto se demora en presionar alguna de las 3 palancas destinadas para detener este mismo cronometro de tiempo.

A continuación se pueden apreciar unas imágenes de la máquina para esclarecer de alguna manera lo explicado en el anterior párrafo. la imagen de arriba muestra el panel de operación del terapeuta y la del centro muestra las palancas de reacción para el sujeto en estudio y la última muestra la evidencia de la realización de las pruebas en la cámara de Gesell, recomendado desde un principio en los laboratorios de psicología de la universidad debido a su nivel de aislamiento de ruido externo que favorece el desempeño del sujeto durante la intervención.

Imágenes 4, 5 y 6. Controles de la máquina de tiempos de reacción y cámara de Gesell

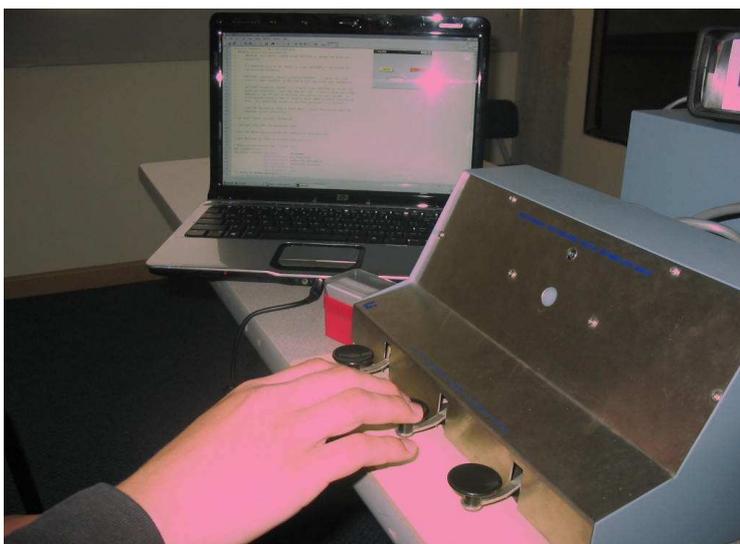
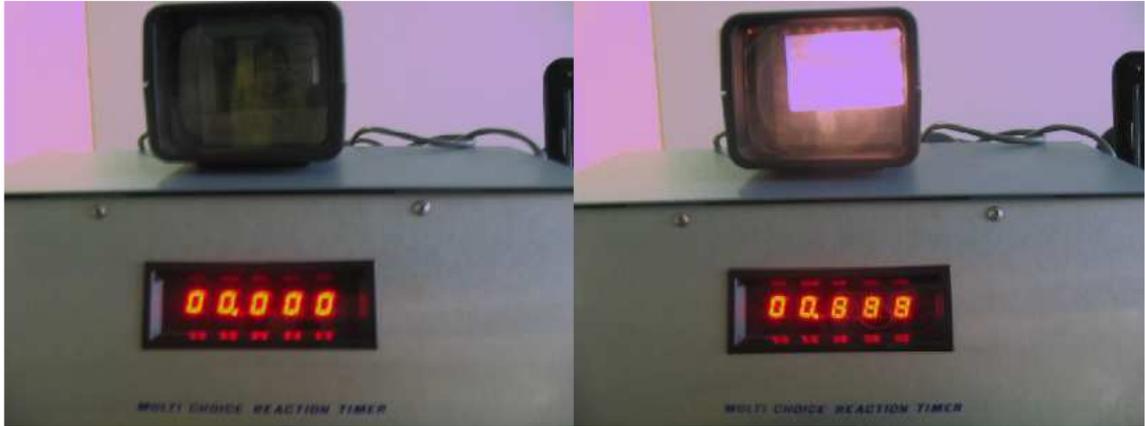


Imagen 7. Máquina de tiempos de reacción en funcionamiento durante la medición, puede apreciarse el estímulo visual por medio de filmillas iluminadas que al encenderse activan un cronómetro que registra el tiempo en milésimas de segundo (para este caso) de color rojo.



Con la máquina de tiempos de reacción se resolvió realizar 5 mediciones de tiempos de reacción, estableciendo la medida de un estado base y posteriormente, la medida con cada uno de los tres tipos de estimaciones estimadas en este experimento con el fin de determinar cuál de ellos favorece la obtención de un estado de reacción y atención más estable.

Cada variable de la señal se prolongó durante 45 minutos para la posterior recolección de datos en la máquina de tiempos de respuesta; la réplica de la experiencia se realizó cuatro veces lo cual quiere decir que el experimento se repitió en 5 oportunidades obteniéndose un total de 675 minutos de estimulación.

A siguiente página se muestran las imágenes de las mediciones realizadas en la cámara de Gesell de la facultad de psicología la universidad de San Buenaventura, con la utilización de la máquina de tiempos de reacción que allí se facilitó, se procedió a la recolección de datos de un estado base de concentración, y posteriormente se realizó la estimulación con el tiempo determinado de cada uno de los tipos de señal, luego se recolectaron sus datos respectivamente.

Cabe mencionar que el sujeto determinado para las mediciones firmó un "FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO" incluido como Anexo 1. Dentro del documento, donde acepta la implementación que se le va a practicar de señales auditivas para estimulación de estados cerebrales, con el objetivo de realizar una experimentación con fines académicos para la obtención de importantes datos.

Imagen 8. Realización de los registros de tiempos de respuesta base, y los obtenidos luego de las estimulaciones.



En lo que respecta al monitoreo de las mediciones para evidenciar lo que acontecía a nivel cerebral, se resolvió pedir la colaboración de la unidad de fisiología en los laboratorios de psicología de la Universidad Católica de Colombia, quienes amablemente colaboraron en la realización de la calibración y los ajustes de un polígrafo de registros encefalográficos destinado a experimentación de tipo académico y perteneciente al equipamiento de los laboratorios.

De esta manera, el Dr. Vladimir Bernal y los coordinadores de los laboratorios de fisiología, realizaron la correspondiente calibración del polígrafo, con la finalidad de obtener datos verídicos en cuanto a escala de amplitud y frecuencia de la señal obtenida sobre el papel de registro tanto del estado base como del estado posterior a las intervenciones.

A continuación, en las imágenes 9 10 11 y 12, se muestra la secuencia de procedimientos tanto de la calibración del instrumento, como de la intervención con la neuro estimulación y el desarrollo de los registros de EEG.

Imagen 9. Calibración del EEG.

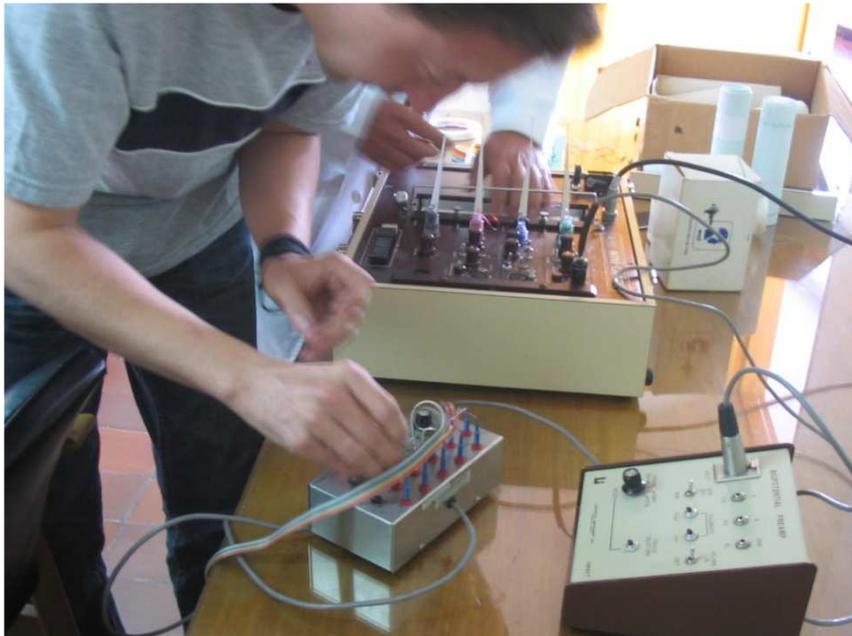


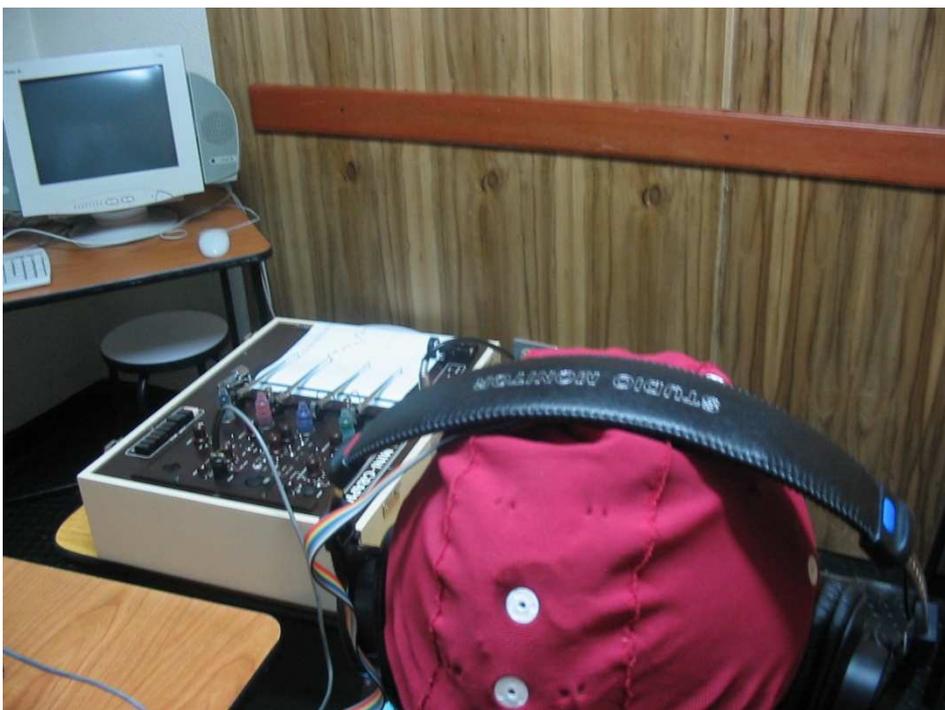
Imagen 10. Acondicionamiento de los electrodos con el gel de conducción para el registro.



Imagen 11. Registro del estado cerebral base del sujeto destinado para la experimentación.



Imagen 12. Registro realizado de forma posterior a las intervenciones y en el transcurso de la parte final de la señal auditiva.

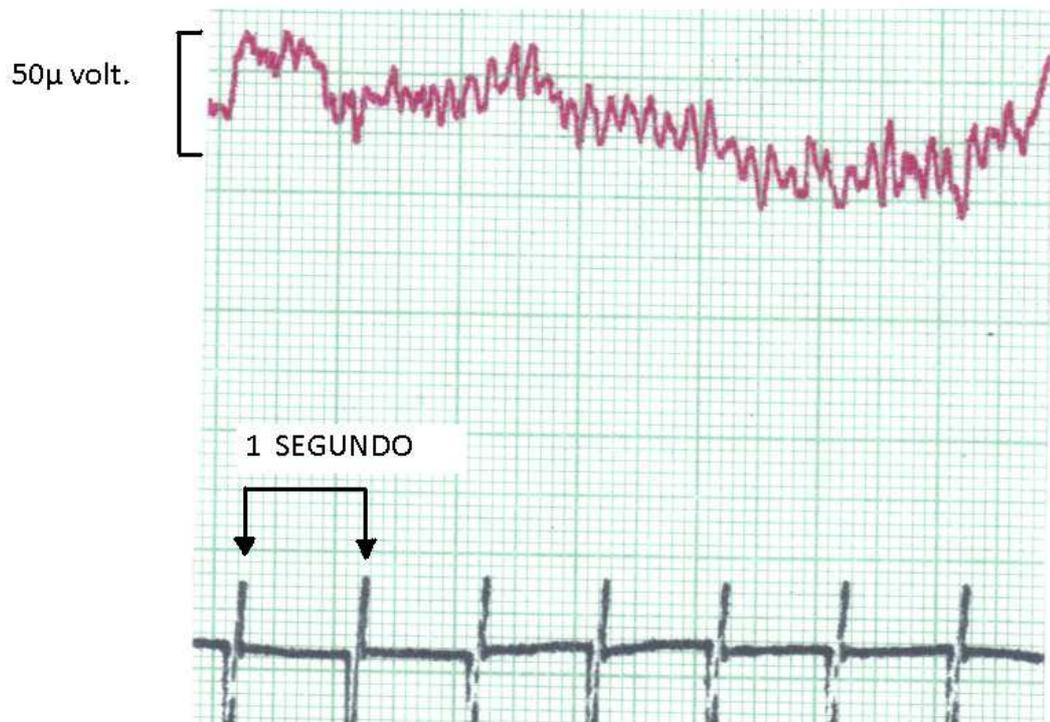


En los gráficos 9 y 10. se muestran 2 tramos correspondientes a los registros brindados por el polígrafo de EEG, tanto de estado cerebral base, y estado luego de la estimulación con la señales. La escala manejada en el papel de registro fue:

Velocidad del papel: 10mm/seg.

Amplitud: 1 cm x 50 μ volt.

Gráfico 10. Registro de actividad cerebral base del sujeto.

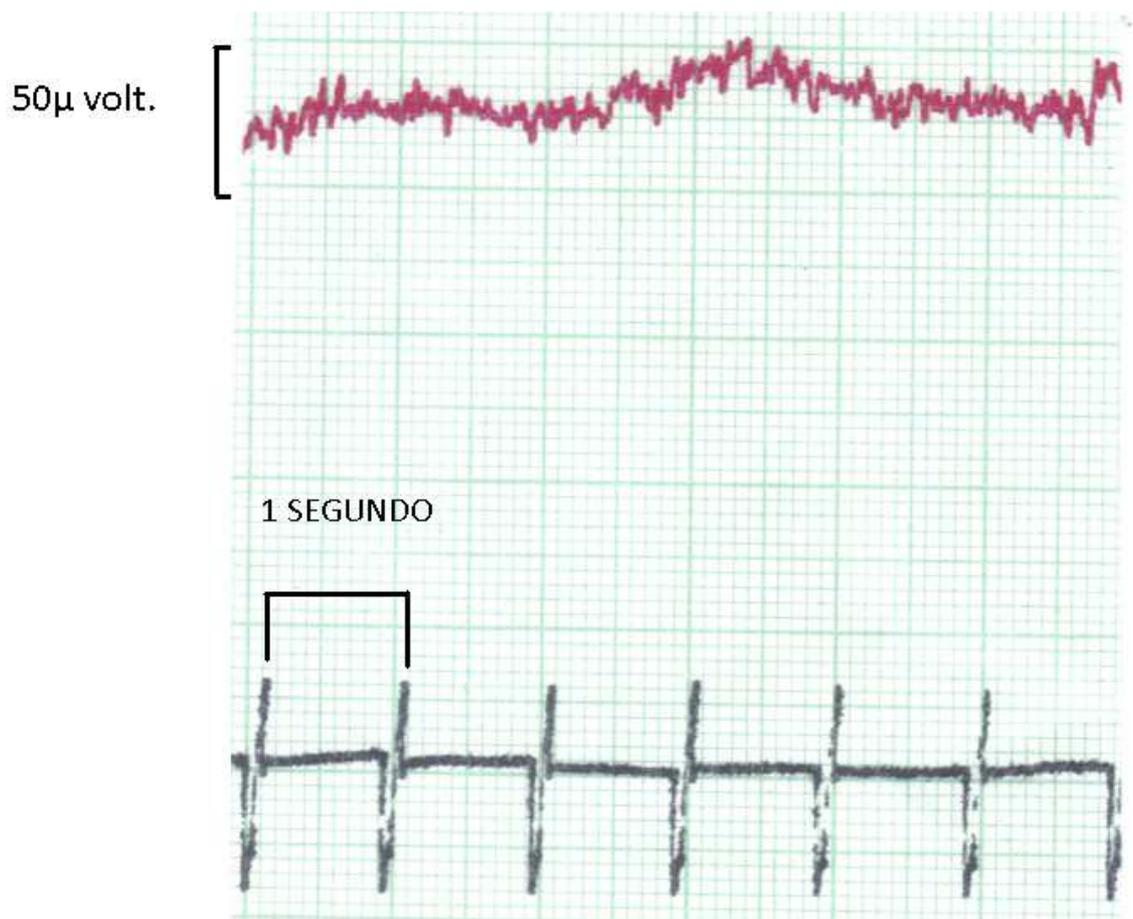


Haciendo una apreciación aproximada, se puede ver el desarrollo de un registro alrededor de 8 Hz debido a la cantidad de oscilaciones que se pueden observar en promedio cada segundo y una amplitud que puede estar aproximadamente entre los 30 μ v y 40 μ v, pero haciendo referencia a lo estimado por la persona encargada del manejo del EEG y la interpretación de los datos, se determinó este registro como perteneciente a un posible estado *Alfa*.

En este punto, es bueno mencionar que en algunas ocasiones es difícil diferenciar la verdadera actividad cerebral del ruido aleatorio producido por

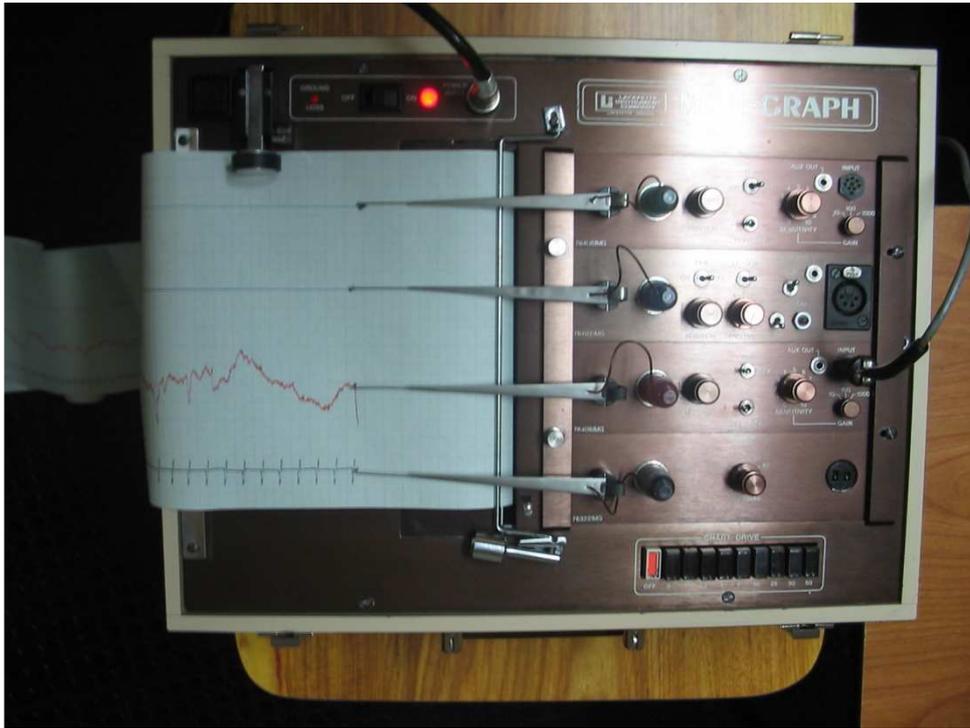
interferencias exógenas de otros dispositivos eléctricos, o bien por interferencias endógenas como son el propio ritmo cardiaco y la actividad debida al tono muscular o (EMG), por esto mismo, aunque es difícil determinar exactamente la frecuencia del registro mostrado en la imagen 11, posterior a la neuro estimulación, se pueden apreciar diferencias respecto al anterior, ya que el número de oscilaciones por segundo evidentemente se incrementa, y la amplitud de la onda maneja un valor más reducido durante la mayor parte del tiempo, lo cual se evidencia en la teoría de interpretación de EEG, como un incremento de la frecuencia de la onda cerebral, con un desplazamiento posiblemente hacia un estado *Beta*.

Grafico 11. Registro de la actividad cerebral del sujeto, posterior a las estimulaciones.



A continuación, en la imagen 15, se muestra el momento en que el polígrafo de EEG se encuentra en funcionamiento, obteniendo la señal eléctrica de la corteza cerebral y convirtiéndola en señales graficas.

Imagen 13. Registro del voltaje y la frecuencia medidos.



5. PRESENTACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el Anexo 2 se presentan las tablas 5,6,7,8 y 9 las cuales contienen los datos obtenidos en las 5 mediciones al sujeto determinado para las pruebas, se determinó medir 4 grupos de cuarenta datos en cada una de las mediciones, obteniendo los datos de un estado base de tiempos de reacción y luego los 3 grupos de datos correspondientes a las tres estimulaciones que se presentan como variables del proyecto después de la implementación de cada una, y teniendo en cuenta que el orden en que se presentaron los tipos de estimulación se varió aleatoriamente en cada una de las mediciones para evitar que alguna tuviera más tiempo de estimulación precedente y que esto produjera un patrón general en la recolección de datos.

Los datos fueron medidos en **segundos** con 3 decimales tal y como se observaron en el registro de la máquina de tiempos de reacción, y de la misma forma se presentan en las tablas, con 3 decimales debido a que las diferencias entre un tiempo de reacción y otro es muy pequeña.

A continuación, en la tabla 3, se muestra el análisis estadístico de la mediciones en las cuales se incluye el cálculo de la media aritmética o promedio de cada grupo de datos y la desviación estándar la cual brinda valores acerca de la medida del grado de dispersión de los datos respecto al valor promedio, dicho de otra manera, la desviación estándar está relacionada con la dispersión o la distribución de los resultados obtenidos alrededor de la media esperada, la desviación estándar es una medida del ancho de la distribución y se relaciona con la imprecisión o error aleatorio. A mayor desviación estándar, mayor amplitud de la distribución, mayor error aleatorio y más pobre precisión del método; a menor desviación estándar, mas angosta la distribución, más pequeño el error aleatorio y mejor la precisión del método.

Otro término estadístico relacionado con la distribución de los datos medidos con la máquina de tiempos de reacción, es la varianza, la cual es calculada elevando al cuadrado la desviación estándar y sirve como método complementario de observar la variabilidad de los datos, ya que se expresa en las mismas unidades.

Tabla 3. Análisis de los datos recolectados en las mediciones.

| | Media aritmética | Desviación estándar | Varianza |
|------------------------------|-------------------------|----------------------------|-----------------|
| Repuestas base No. 1 | 0,524 | 0,047 | 0,0022 |
| Respuesta base No. 2 | 0,54 | 0,0415 | 0,0017 |
| Respuesta base No. 3 | 0,538 | 0,0384 | 0,0014 |
| Respuesta base No. 4 | 0,527 | 0,0492 | 0,0024 |
| Respuesta base No. 5 | 0,529 | 0,0489 | 0,0023 |
| Resp. Estímulo puro 1 | 0,495 | 0,0189 | 0,0003 |
| Resp. Estímulo puro 2 | 0,496 | 0,0143 | 0,0002 |
| Resp. Estímulo puro 3 | 0,493 | 0,017 | 0,0002 |
| Resp. Estímulo puro 4 | 0,496 | 0,0129 | 0,0001 |
| Resp. Estímulo puro 5 | 0,496 | 0,0125 | 0,0001 |
| Resp. Con ruido 1 | 0,505 | 0,0199 | 0,0003 |
| Resp. Con ruido 2 | 0,501 | 0,0198 | 0,0003 |
| Resp. Con ruido 3 | 0,498 | 0,0202 | 0,0004 |
| Resp. Con ruido 4 | 0,501 | 0,0228 | 0,0005 |
| Resp. Con ruido 5 | 0,502 | 0,023 | 0,0005 |
| Resp. Con música 1 | 0,501 | 0,0316 | 0,0009 |
| Resp. Con música 2 | 0,505 | 0,0315 | 0,0009 |
| Resp. Con música 3 | 0,481 | 0,0343 | 0,0011 |
| Resp. Con música 4 | 0,497 | 0,0322 | 0,001 |
| Resp. Con música 5 | 0,494 | 0,0335 | 0,0011 |

Otro término estadístico relacionado con la distribución de los datos medidos con la máquina de tiempos de reacción, es el cálculo de la varianza tanto de los estados base como de los 3 tipos de estimulación en cada una de las mediciones, la cual es calculada elevando al cuadrado la desviación estándar y sirve como método complementario de observar la variabilidad de los datos, ya que se expresa en las mismas unidades.

Con los datos estadísticos analizados en la tabla 3, medidos en las cinco sesiones de implementación, se puede apreciar una reducción en el tiempo de

reacción luego de la implementación de las estimulaciones en comparación al estado base, esto se pudo observar en cada una de las mediciones ya que la media aritmética de los resultados de cada tipo de estimulación, no supera la media aritmética del estado base en ninguna de estas.

Grafico 12. Comparación de la media de cada una de las 5 mediciones.

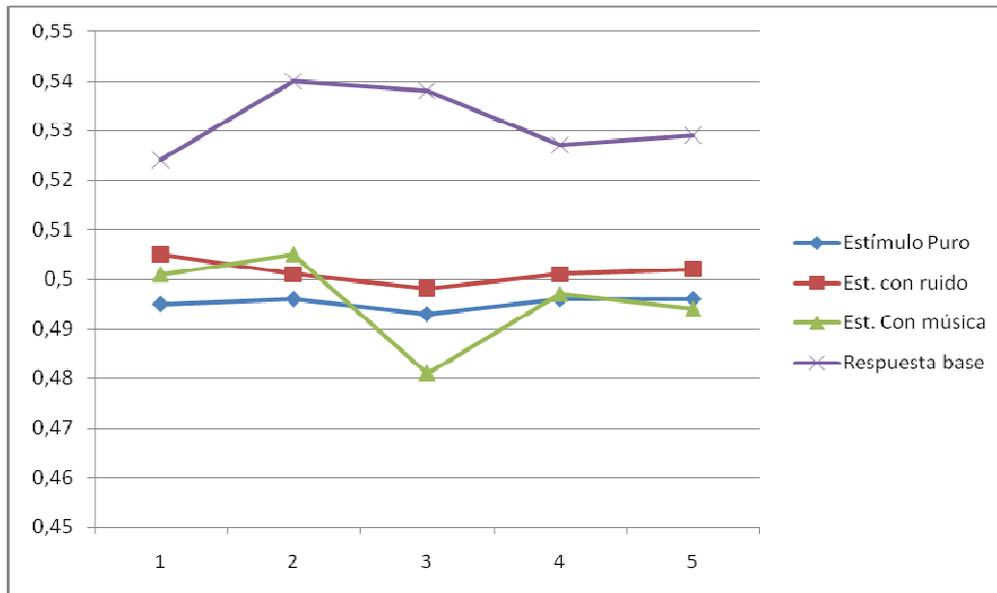
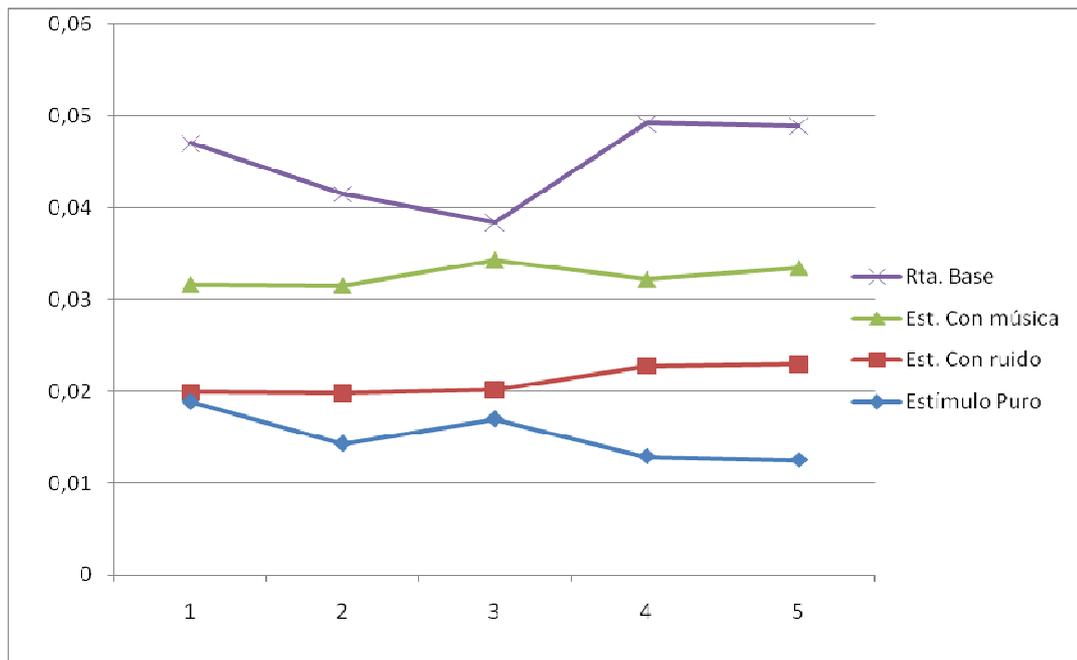


Gráfico 13. Comparación de la desviación estándar de cada una de las 5 mediciones.



Por ejemplo, el promedio en el estado base de la primera medición es de 0.524 segundos, pero después de implementar la neuroestimulación con sus tres variables durante 135 minutos totales de duración, el promedio de las respuestas de cada uno de los tipos de estimulación, luego de los 45 minutos respectivos de duración fue de 0.495 segundos para el estímulo puro, 0.505 segundos para el estímulo con ruido y 0.501 para el estímulo mezclado con una señal de música de fondo. El mismo patrón de comportamiento se presenta en las otras cuatro mediciones, aún cuando se reprodujeron los tipos de estimulación en orden aleatorio, los resultados variaron de forma similar y con valores muy cercanos, por ejemplo, en la cuarta medición se registró un promedio de respuesta en estado base de 0.527 segundos, y los valores promedio obtenidos en las respectivas estimulaciones fueron de 0.496 para el estímulo puro, 0.501 para el estímulo con ruido y 0.497 para el estímulo con música, de esta manera, como se muestra en la tabla 3, la diferencias en tiempo del estado base de reacción respecto a la estimulación pura, el ruido y la música es de 29, 19 y 23 milésimas de segundo respectivamente para la primera medición, y de 31, 26 y 30 milésimas de segundo respectivamente para la cuarta medición.

Las otras tres mediciones presentan un comportamiento similar de comparación respecto al estado base, con datos de valor bastante cercanos a los mencionados en párrafo anterior y que pueden observarse en la tabla 3, en la columna de la media aritmética.

El dato más relevante en la recolección y el análisis de varianza de un solo factor de los datos, con el cual se puede comparar si los valores de un conjunto de valores numéricos son significativamente distintos a los valores de otro o más conjuntos de datos, es la diferencia en las desviaciones estándar entre cada uno de los tipos de estímulo, en la tabla 3 del análisis estadístico de las mediciones se puede observar que la desviación estándar de los tiempos de reacción a estímulos puros en cada una de las mediciones es menor que la del estado base, la de señal con ruido y la de señal con música. Entonces, para la estimulación con ondas puras se presentó una desviación estándar de 1.89%, 1.43%, 1.7%, 1.29% y 1.25% para las mediciones 1, 2, 3, 4 y 5 respectivamente, encontrándose la menor dispersión de datos en la realización de la quinta medición en lo que respecta a neuroestimulación con tonos puros.

En lo concerniente a la estimulación con ruido blanco adicionado a los tonos puros, se encontraron desviaciones estándar en los datos recolectados de los

tiempos de reacción con valores de: 1.99%, 1.98%, 2.02%, 2.28% y 2.3% en el mismo orden de medición mencionado anteriormente, y si a la vez se tienen en cuenta los valores de desviación estándar de los datos registrados luego de las estimulaciones con música, que presentaron valores de 3.16%, 3.15%, 3.43%, 3.22% y 3.35% respectivamente, entonces se aprecia que los valores de

desviación estándar con menor dispersión y más puntualidad de registro fueron los obtenidos luego de las estimulaciones con señales puras, ya que son los que más se alejan de los datos de desviación estándar obtenidos en las mediciones de estado base, los cuales arrojaron los siguientes valores: 4.7%, 4.15%, 3.84%, 4.92% y 4.89% con el respectivo orden de las mediciones y que para efectos de nivel de concentración y reacción son los que presentan más dispersión en las respuestas

De esta manera se puede inferir que durante el desarrollo del experimento y la recolección de los datos, la inducción de un estado cerebral de mayor atención presenta una menor separación entre los tiempos de reacción medidos cuando la inducción se basa en tonos puros, y este dato es de vital importancia, teniendo en cuenta que los tiempos de reacción en el ser humano a estímulos visuales están en el orden de los milisegundos. La apreciación de un tipo de estimulación con desviación estándar reducida con respecto a las demás, la establece como generadora de un estado de atención menos variable debido a la reducida dispersión en las reacciones al estímulo.

Cuando se aplica una estimulación con ruido blanco de fondo, se observa que la variación de datos crece con respecto a la estimulación con tonos puros, y lo mismo sucede con los datos de tiempos de reacción medidos con música, de lo anterior puede inferirse que la reacción a estímulos puros es más puntual cuando se presenta solo con los 2 tonos requeridos, a comparación de cuando se presenta acompañada de terceras señales, las cuales, según lo medido, presentan una dispersión en lo que a nivel de concentración se refiere.

Otro dato que pudo evidenciarse, consiste en la apreciación de una menor media aritmética de los datos obtenidos posteriores a la estimulación respecto a la media aritmética mediada en los estados base de cada una de las mediciones, sin embargo, estos datos no presentan evidencia para confirmar alguno de los tipos de estimulación medidos, como el más eficaz a la hora de reducir los tiempos de reacción, ya que en cada una de las mediciones se presentó un tipo diferente de estimulación con la menor media aritmética de toda la medición.

De esta manera, se establece la menor desviación estándar de cada uno de los tipos de estimulación, como el más eficaz en esa medición, ya que se infiere, con los tiempos de reacción medidos, que el sujeto se encuentra dentro de un rango de respuesta muy poco variable, lo cual es válido para establecer este dato como referencia para determinar cual tipo de estimulación es más eficaz a la hora de optimizar el tiempo de reacción a un estímulo visual y por ende, el estado de atención.

Entonces al entender la varianza como el factor que determina el grado de diferencia que existe entre los datos obtenidos en cada una de las mediciones, o sea, el nivel de dispersión de los datos representado por un número, se pueden evidenciar valores de varianza superiores el momento de analizar los datos obtenidos de la medición de tiempos de reacción en estado base, los cuales tuvieron valores entre 0.0014 y 0.0024, y establecen un efecto de menor grado de precisión y atención respecto a los medidos luego de las estimulaciones puras, con ruido y con música, las cuales presentaron valores de varianza de: 0.0003, 0.0002, 0.0002, 0.0001 y 0.0001 respectivamente en los órdenes de medición ya mencionados para tonos puros, 0.0003, 0.0003, 0.0004, 0.0005 y 0.0005 para tonos con ruido de fondo; y 0,0009, 0.0009, 0.0011, 0.001, y 0.0011 para tonos mezclados con música con lo cual se puede afirmar, al igual que con los resultados de las desviaciones estándar, que el menor nivel de dispersión en la realización del registro de los tiempos de reacción fue el realizado en la cuarta y quinta medición con neuro estimulación basada en tonos puros.

Otra premisa importante es contextualizar los resultados obtenidos con la medición de EEG, teniendo en cuenta que en individuos normales la amplitud de las ondas registradas fluctúa desde 10 hasta 100 μv , dependiendo de la colocación de los electrodos y del estado conductual del individuo.

El registro específico del EEG se clasifica, como bien se ha mencionado, según la frecuencia de ondas eléctricas presentes, si el individuo esta en un estado de alerta entonces el registro será de un estado *Beta* en donde el EEG consta de ondas de alta frecuencia entre 20 y 50 Hz y baja amplitud alrededor de los 10- 20 μv . pero cuando el individuo se encuentra en un estado de mayor relajación y dispersión de la consciencia, este patrón de baja amplitud y alta frecuencia cede el paso a ondas de mayor amplitud y menor frecuencia conocido como ritmo *Alfa*, las cuales se caracterizan por tener una amplitud de 20-40 μv y una frecuencia predominante de entre 8 y 12 Hz.¹⁵

En base a lo referido, y con lo evidenciado en los registros conseguidos con la medición del registro de EEG del sujeto

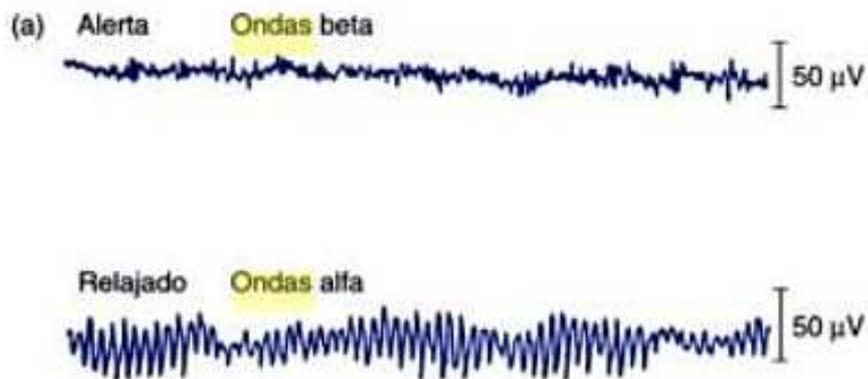
determinado para la neuro estimulación binaural mostrado en las imágenes 10 y 11, es posible determinar que la optimización del estado de atención y la capacidad de reacción del individuo van de la mano con la obtención de un registro encefalográfico de mayor frecuencia y menor amplitud, tal y como lo

¹⁵ Pocock Gillian. Richards Christopher D. FISILOGÍA HUMANA La base de la medicina. Ed MASSON. 2005. Pág 203.

mencionan Pocock y Richards en su libro, ya que este se caracteriza, según los estudios realizados en fisiología, por aparecer como consecuencia de un estado de vigilia y alerta como el que se logró obtener con la implementación de la neuro estimulación.

Cabe mencionar que para efectos de presentación de resultados, solo se realizaron dos mediciones de estado EEG, la primera como base y referencia de partida de la sincronización de las señales, y la segunda como medición del estado inducido luego de los 135 minutos de estimulación, ya que por experiencia de los laboratoristas se sabía que no era pertinente evaluar el registro de EEG de cada una de las variables de estimulación porque no presentaría variaciones considerables, de esta manera, y al compararse con los registros elaborados por Pocock y Richards en la figura 13. Se aprecia que son mediciones similares, y por tanto válidas y consecuentes con los resultados obtenidos al medir los tiempos de reacción en el objetivo de inducir un estado de concentración optimizada *Beta*.

Gráfico 14. Estados *Beta* y *Alfa* registrados por Pocock y Richards.



Pocock Gillian. Richards Christopher D. FISIOLÓGÍA HUMANA La base de la medicina. Ed MASSON.

6. CONCLUSIONES

Determinar que la estimulación con cualquier tipo de señal binaural puede inducir un estado cerebral de concentración, es un procedimiento complicado si no se cuenta con instrumentos de monitoreo adecuados que puedan brindar una medida fisiológica objetiva acerca de lo que está pasando a nivel de la corteza cerebral.

La neuro estimulación auditiva binaural es válida como mecanismo de partida de un potencial estudio en el área de psicología que pueda determinar el nivel de efectividad de la intervención y proponerla como herramienta alternativa de tratamiento pasivo en una etapa posterior, de esta manera se considera la elaboración de este neuro estimulador como un recurso ingenierilmente elaborado y destinado a futuros estudios y diseños experimentales en psicología que evalúen sus características y su desempeño en la optimización de procesos cognitivos.

Con la utilización de *Adobe Audition* y *Matlab*, es posible realizar la sincronización y modificación necesaria en la estructura de una señal sonora, de tal manera que al ser percibida auditivamente por un individuo, como parte de un entrenamiento pasivo de ondas cerebrales, pueden percibirse los pulsos binaurales necesarios para inducir un estado de conciencia dentro de un tratamiento terapéutico, obteniendo una verificación certera de datos a través de equipos de medición de señales neuronales de la corteza cerebral, como electroencefalografía y medición del estado de atención a través del dispositivo de tiempos de reacción.

La neuro estimulación auditiva binaural para tratamiento y optimización de estados cerebrales de vigilia y concentración ofrece a los terapeutas una herramienta opcional y divergente a la formulación de medicamentos invasivos.

De la gran cantidad de tipos de estímulos de audio binaural que se ofrece en el mercado, tienen una validez más fundamentada aquellos que se realizan como función de una terapia de entrenamiento pasivo, guiada por terapeutas especialistas en el tema y monitoreada en cada una de sus etapas para tener el control de cualquier respuesta que se pueda generar con la estimulación.

De los resultados obtenidos en el experimento, se infiere que la neuro estimulación con señales configuradas a partir de tonos puros, sin señales terceras de música o ruido, al presentar la

menor desviación estándar de cada una de las mediciones, es el método más eficaz para mejorar el estado de reacción y por ende el de atención, ya que se infiere, con los tiempos medidos, que el sujeto se encontrará dentro de un rango de respuesta muy poco variable, lo cual es de vital importancia teniendo en cuenta que al ser tan reducidos los tiempos de reacción, lo importante para obtener un estado de atención más puntual, más que disminuir las respuestas a un estímulo con respecto a las respuestas que se dan antes de la estimulación, es lograr centrar las respuestas en un rango lo menos variable posible para focalizar el estado de atención.

Con lo evidenciado en el análisis de resultados de las mediciones cuatro y cinco, se afirman la teorías que pronostican que entre más sesiones de neuroestimulación se realicen, mejores resultados en cuanto a nivel de reacción y atención podrán ser obtenidos bajo los parámetros de neuroestimulación con señales puras, ya que la dispersión de los datos parece adquirir un comportamiento decreciente a medida que el entrenamiento pasivo de ondas cerebrales se va afianzando y va progresando, lo cual no sucede con los otros dos tipos de neuroestimulación, con lo que también puede afirmarse, con base en lo medido en el experimento, ya que los niveles de atención y reacción de más puntualidad y menos variables se presentan cuando se reproducen señales puras, y este nivel de respuesta puede dispersarse si se complementa con señales de música o ruido de fondo.

El dispositivo de registro de la actividad cerebral o electroencefalograma (EEG), es una fuente vital de monitoreo acerca de los estados alterados de la consciencia, cuando estos se generan a causa de una neuro estimulación auditiva producida por distintos tipos de interferencia de señales sonoras, solo perceptibles a nivel cerebral a través de audífonos estereofónicos.

El desarrollo de un completo estudio experimental, con la aplicación de la neuro estimulación auditiva binaural para tratamiento y optimización de estados cerebrales inducidos de vigilia y concentración, por parte de la facultad de psicología, brindaría datos bastante útiles para determinar la viabilidad de esta estimulación como herramienta con finalidades de experimentación académica, y la afianza como una aplicación netamente interdisciplinar en la Universidad de San buenaventura ya que los conocimientos adquiridos en las carreras de psicología e Ingeniería de sonido son fundamentales y dependientes entre si para realizar el experimento con fundamentos científicos.

7. RECOMENDACIONES.

Realizar experimentos que se fundamenten en la percepción psicoacústica y sus efectos en seres humanos, deben realizarse bajo la supervisión, aprobación y control de terapeutas especialistas en el área, que puedan brindar asesorías fundamentadas y científicas acerca de la viabilidad de cada uno de los pasos y los resultados de las experiencias.

Para los proyectos futuros que requieran de análisis y monitoreo de datos y respuestas fisiológicas del cuerpo y de la consciencia, se debe concertar, mediante convenio con otra institución académica, el préstamo de equipos de EEG, ya que la obtención de uno de estos dispositivos es bastante restringida, por lo que también sería muy positivo, para efectos académicos, la adquisición de uno de estos equipos por parte de la Facultad de psicología de la universidad de San buenaventura.

Implementar el desarrollo de un completo análisis y estudio experimental, con fines de estandarizar la efectividad de la neuroestimulación, estableciendo las poblaciones hacia las cuales puede o debe dirigirse este tipo de procedimiento, y afianzándolo como una intervención con una vasta proyección social hacia la obtención de una mejor calidad de vida de los individuos afectados por este tipo de desórdenes.

BIBLIOGRAFÍA

Clínica Universitaria de Navarra. Pruebas diagnósticas, Electroencefalograma (Disponible en Internet) <http://www.cun.es/areadesalud/pruebas-diagnosticas/electroencefalograma/>

TIGANJ ZORAN Electropsychology, Electrical Brain potentials (Disponible en internet) <http://www.electropsychology.com/electrical-brain-potentials.php>

GONZALES GARRIDO ANDRÉS ANTONIO, La atención y sus alteraciones: del cerebro a la conducta, Primera edición. México. Editorial El manual moderno.

Guerrero Sánchez Cristina Gpe. Martínez Camacho Ma. Luisa. DIFERENCIAS TIEMPOS DE REACCIÓN SEGÚN LA MODALIDAD SENSORIAL, Facultad de Psicología, UNAM.

MEGABRAIN. (disponible en internet). Visitada 30/09/07. http://www.megabrain.net/novedades/megabrain/ondas_cereb.htm.

NEUROBIT SYSTEMS Entrenamiento de la mente (Disponible en Internet) Visitada 28/08/07. <http://www.neurobitsystems.com/es/neurofeedback-faq.htm>.

NEUROCIENCIAS sueño-vigilia (Disponible en Internet) Visitada 01/08/08. http://www.puc.cl/sw_educ/neurociencias/html/174.html.

OSTER GERALD. Auditory beats in the brain. *Scientific American*, Vol. 229 No.4, 1973.

PAVLOV I. P., Obras completas, ed. Rusa, 1951, libro I.

PERROT DAVID, NELSON MICHAEL, Limits for detection of binaural beats, *The journal of the Acoustical society of America*, 1969.

Pocock Gillian. Richards Christopher D. FISILOGÍA HUMANA La base de la medicina. Ed MASSON. 2005. Pág.

SMIRNOV A. A Psicología. Primera edición en español. México: Editorial Grijalbo S.A. 1960 .

THE MONROE INSTITUTE. http://www.monroeinstitute.com/content.php.content_id=42 Visitada. 24/08/07. (Disponible en Internet)

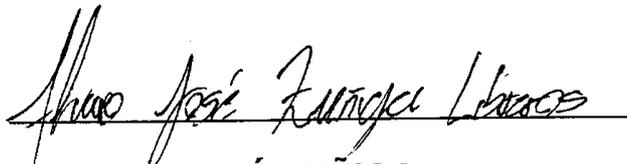
ANEXOS

Anexo A.

Formato de consentimiento informado

Yo ALVARO JOSE ZUÑIGA, identificado con cedula de ciudadanía 80871317 de Palmira Valle, estoy en conocimiento y de acuerdo con tipo de señales que se me van a implementar con una finalidad académica de experimentación, y acepto, bajo mi responsabilidad, las repercusiones que se puedan ocasionar.

Atentamente

A handwritten signature in black ink, reading "Alvaro José Zuñiga", written over a horizontal line.

ALVARO JOSÉ ZUÑIGA
C.C. No.80.871.317 de Palmira - Valle

Anexo B.

Tabla 4. Tiempos de respuesta a la primera medición.

| Repuestas base No. 1 | Resp. Estmulo puro | Resp. Con ruido | Resp. Con música |
|-------------------------|-----------------------|--------------------|---------------------|
| 0,505 | 0,531 | 0,512 | 0,456 |
| 0,511 | 0,491 | 0,487 | 0,535 |
| 0,534 | 0,451 | 0,479 | 0,452 |
| 0,525 | 0,51 | 0,476 | 0,448 |
| 0,584 | 0,48 | 0,491 | 0,521 |
| 0,519 | 0,501 | 0,488 | 0,479 |
| 0,431 | 0,554 | 0,492 | 0,488 |
| 0,475 | 0,498 | 0,494 | 0,486 |
| 0,544 | 0,467 | 0,511 | 0,531 |
| 0,456 | 0,489 | 0,493 | 0,491 |
| 0,535 | 0,497 | 0,513 | 0,488 |
| 0,452 | 0,456 | 0,521 | 0,486 |
| 0,448 | 0,512 | 0,541 | 0,497 |
| 0,455 | 0,503 | 0,533 | 0,476 |
| 0,517 | 0,514 | 0,496 | 0,491 |
| 0,677 | 0,507 | 0,484 | 0,488 |
| 0,479 | 0,498 | 0,498 | 0,564 |
| 0,472 | 0,486 | 0,519 | 0,542 |
| 0,566 | 0,476 | 0,521 | 0,521 |
| 0,476 | 0,481 | 0,494 | 0,522 |
| 0,507 | 0,488 | 0,487 | 0,577 |
| 0,504 | 0,479 | 0,532 | 0,544 |
| 0,543 | 0,521 | 0,556 | 0,554 |
| 0,523 | 0,479 | 0,497 | 0,452 |
| 0,587 | 0,488 | 0,544 | 0,448 |
| 0,512 | 0,486 | 0,479 | 0,455 |
| 0,567 | 0,493 | 0,503 | 0,519 |
| 0,564 | 0,496 | 0,493 | 0,521 |
| 0,542 | 0,513 | 0,495 | 0,494 |
| 0,521 | 0,495 | 0,506 | 0,487 |
| 0,522 | 0,482 | 0,543 | 0,486 |
| 0,577 | 0,493 | 0,496 | 0,497 |
| 0,544 | 0,492 | 0,498 | 0,523 |
| 0,554 | 0,488 | 0,522 | 0,519 |
| 0,533 | 0,519 | 0,512 | 0,493 |
| 0,561 | 0,502 | 0,487 | 0,496 |
| 0,548 | 0,493 | 0,505 | 0,513 |
| 0,511 | 0,496 | 0,523 | 0,495 |
| 0,53 | 0,513 | 0,488 | 0,521 |
| 0,575 | 0,495 | 0,495 | 0,494 |

Tabla 5. Tiempos de respuesta a la segunda medición.

| Respuesta base No. 2 | Resp. Estmulo puro 2. | Resp. Con música 2. | Resp. Con ruido 2. |
|-------------------------|--------------------------|------------------------|-----------------------|
| 0,561 | 0,503 | 0,492 | 0,497 |
| 0,584 | 0,521 | 0,488 | 0,471 |
| 0,535 | 0,475 | 0,519 | 0,508 |
| 0,566 | 0,519 | 0,479 | 0,478 |
| 0,632 | 0,524 | 0,472 | 0,487 |
| 0,501 | 0,479 | 0,566 | 0,481 |
| 0,564 | 0,488 | 0,488 | 0,532 |
| 0,543 | 0,486 | 0,564 | 0,476 |
| 0,532 | 0,503 | 0,542 | 0,491 |
| 0,621 | 0,479 | 0,476 | 0,488 |
| 0,498 | 0,488 | 0,491 | 0,514 |
| 0,532 | 0,486 | 0,488 | 0,532 |
| 0,611 | 0,479 | 0,577 | 0,475 |
| 0,587 | 0,488 | 0,544 | 0,529 |
| 0,598 | 0,486 | 0,554 | 0,502 |
| 0,602 | 0,493 | 0,584 | 0,498 |
| 0,502 | 0,521 | 0,519 | 0,522 |
| 0,496 | 0,512 | 0,429 | 0,512 |
| 0,489 | 0,511 | 0,494 | 0,487 |
| 0,554 | 0,499 | 0,487 | 0,505 |
| 0,533 | 0,504 | 0,486 | 0,523 |
| 0,561 | 0,497 | 0,503 | 0,487 |
| 0,548 | 0,486 | 0,514 | 0,479 |
| 0,478 | 0,473 | 0,507 | 0,476 |
| 0,475 | 0,481 | 0,497 | 0,524 |
| 0,512 | 0,493 | 0,523 | 0,507 |
| 0,508 | 0,496 | 0,519 | 0,485 |
| 0,521 | 0,513 | 0,493 | 0,481 |
| 0,522 | 0,488 | 0,479 | 0,483 |
| 0,577 | 0,519 | 0,488 | 0,529 |
| 0,501 | 0,502 | 0,486 | 0,521 |
| 0,519 | 0,491 | 0,479 | 0,505 |
| 0,582 | 0,481 | 0,488 | 0,497 |
| 0,573 | 0,484 | 0,486 | 0,535 |
| 0,497 | 0,479 | 0,501 | 0,511 |
| 0,512 | 0,511 | 0,497 | 0,473 |
| 0,532 | 0,506 | 0,496 | 0,503 |
| 0,493 | 0,502 | 0,523 | 0,493 |
| 0,499 | 0,511 | 0,511 | 0,52 |
| 0,564 | 0,498 | 0,498 | 0,533 |

Tabla 6. Tiempos de respuesta a la tercera medición.

| Respuestas base No. 3 | Resp. Con ruido No. 3 | Resp. Estmulo puro No. 3 | Resp. Con música No. 3 |
|-----------------------|-----------------------|--------------------------|------------------------|
| 0,521 | 0,479 | 0,481 | 0,456 |
| 0,522 | 0,491 | 0,479 | 0,512 |
| 0,577 | 0,492 | 0,479 | 0,503 |
| 0,478 | 0,511 | 0,486 | 0,514 |
| 0,493 | 0,513 | 0,496 | 0,494 |
| 0,496 | 0,541 | 0,495 | 0,487 |
| 0,493 | 0,496 | 0,493 | 0,532 |
| 0,495 | 0,494 | 0,492 | 0,558 |
| 0,506 | 0,559 | 0,488 | 0,467 |
| 0,519 | 0,479 | 0,502 | 0,489 |
| 0,493 | 0,486 | 0,488 | 0,497 |
| 0,579 | 0,488 | 0,479 | 0,488 |
| 0,566 | 0,493 | 0,521 | 0,479 |
| 0,587 | 0,511 | 0,479 | 0,521 |
| 0,532 | 0,504 | 0,522 | 0,495 |
| 0,598 | 0,486 | 0,491 | 0,482 |
| 0,532 | 0,476 | 0,493 | 0,493 |
| 0,598 | 0,481 | 0,498 | 0,422 |
| 0,543 | 0,475 | 0,521 | 0,437 |
| 0,534 | 0,523 | 0,498 | 0,421 |
| 0,587 | 0,488 | 0,493 | 0,435 |
| 0,577 | 0,521 | 0,492 | 0,585 |
| 0,525 | 0,499 | 0,488 | 0,445 |
| 0,584 | 0,497 | 0,519 | 0,443 |
| 0,519 | 0,468 | 0,491 | 0,446 |
| 0,543 | 0,488 | 0,509 | 0,449 |
| 0,523 | 0,514 | 0,448 | 0,451 |
| 0,587 | 0,532 | 0,521 | 0,451 |
| 0,578 | 0,475 | 0,479 | 0,457 |
| 0,554 | 0,512 | 0,447 | 0,467 |
| 0,533 | 0,487 | 0,506 | 0,507 |
| 0,521 | 0,479 | 0,498 | 0,498 |
| 0,479 | 0,476 | 0,522 | 0,486 |
| 0,578 | 0,496 | 0,512 | 0,495 |
| 0,544 | 0,498 | 0,487 | 0,482 |
| 0,456 | 0,521 | 0,479 | 0,493 |
| 0,535 | 0,487 | 0,488 | 0,492 |
| 0,589 | 0,491 | 0,486 | 0,488 |
| 0,491 | 0,522 | 0,493 | 0,461 |
| 0,563 | 0,523 | 0,489 | 0,465 |

Tabla 7. Tiempos de respuesta a la cuarta medición.

| Respuestas base No. 4 | Resp. Con ruido No. 4 | Resp. Estímulo puro No. 4 | Resp. Con música No. 4 |
|-----------------------|-----------------------|---------------------------|------------------------|
| 0,525 | 0,481 | 0,479 | 0,535 |
| 0,456 | 0,488 | 0,495 | 0,448 |
| 0,452 | 0,494 | 0,492 | 0,479 |
| 0,674 | 0,493 | 0,502 | 0,486 |
| 0,543 | 0,521 | 0,479 | 0,491 |
| 0,501 | 0,533 | 0,523 | 0,488 |
| 0,611 | 0,498 | 0,493 | 0,497 |
| 0,496 | 0,521 | 0,521 | 0,491 |
| 0,478 | 0,487 | 0,493 | 0,564 |
| 0,584 | 0,553 | 0,488 | 0,521 |
| 0,479 | 0,544 | 0,491 | 0,575 |
| 0,535 | 0,484 | 0,491 | 0,554 |
| 0,475 | 0,511 | 0,498 | 0,452 |
| 0,535 | 0,498 | 0,521 | 0,519 |
| 0,448 | 0,512 | 0,488 | 0,494 |
| 0,517 | 0,486 | 0,482 | 0,487 |
| 0,479 | 0,498 | 0,519 | 0,486 |
| 0,472 | 0,487 | 0,513 | 0,523 |
| 0,476 | 0,497 | 0,481 | 0,513 |
| 0,543 | 0,493 | 0,479 | 0,495 |
| 0,587 | 0,491 | 0,498 | 0,521 |
| 0,564 | 0,562 | 0,513 | 0,495 |
| 0,522 | 0,476 | 0,499 | 0,421 |
| 0,544 | 0,488 | 0,497 | 0,446 |
| 0,533 | 0,492 | 0,481 | 0,457 |
| 0,548 | 0,484 | 0,496 | 0,486 |
| 0,53 | 0,532 | 0,488 | 0,482 |
| 0,493 | 0,465 | 0,491 | 0,493 |
| 0,566 | 0,478 | 0,479 | 0,465 |
| 0,532 | 0,481 | 0,506 | 0,532 |
| 0,592 | 0,476 | 0,502 | 0,487 |
| 0,598 | 0,488 | 0,498 | 0,496 |
| 0,587 | 0,532 | 0,486 | 0,488 |
| 0,525 | 0,529 | 0,496 | 0,504 |
| 0,478 | 0,498 | 0,495 | 0,475 |
| 0,512 | 0,522 | 0,482 | 0,513 |
| 0,522 | 0,512 | 0,492 | 0,484 |
| 0,501 | 0,505 | 0,519 | 0,558 |
| 0,582 | 0,487 | 0,493 | 0,493 |
| 0,512 | 0,476 | 0,513 | 0,491 |

Tabla 8. Tiempos de respuesta a la quinta medición.

| Respuesta base No. 5 | Resp. Con ruido No. 5 | Resp. Con música No. 5 | Resp. Estímulo puro No. 5 |
|-----------------------------|------------------------------|-------------------------------|----------------------------------|
| 0,511 | 0,479 | 0,514 | 0,481 |
| 0,525 | 0,476 | 0,558 | 0,486 |
| 0,519 | 0,488 | 0,497 | 0,495 |
| 0,475 | 0,494 | 0,521 | 0,492 |
| 0,456 | 0,511 | 0,495 | 0,502 |
| 0,452 | 0,513 | 0,422 | 0,479 |
| 0,675 | 0,541 | 0,422 | 0,479 |
| 0,476 | 0,533 | 0,443 | 0,491 |
| 0,543 | 0,496 | 0,446 | 0,498 |
| 0,535 | 0,484 | 0,451 | 0,498 |
| 0,501 | 0,498 | 0,457 | 0,492 |
| 0,543 | 0,521 | 0,507 | 0,519 |
| 0,611 | 0,487 | 0,486 | 0,493 |
| 0,602 | 0,558 | 0,482 | 0,521 |
| 0,496 | 0,497 | 0,493 | 0,493 |
| 0,533 | 0,479 | 0,488 | 0,488 |
| 0,478 | 0,493 | 0,465 | 0,491 |
| 0,476 | 0,491 | 0,468 | 0,482 |
| 0,584 | 0,522 | 0,532 | 0,492 |
| 0,578 | 0,491 | 0,512 | 0,519 |
| 0,533 | 0,496 | 0,476 | 0,493 |
| 0,479 | 0,561 | 0,487 | 0,513 |
| 0,544 | 0,488 | 0,511 | 0,481 |
| 0,535 | 0,511 | 0,496 | 0,479 |
| 0,543 | 0,476 | 0,558 | 0,506 |
| 0,587 | 0,474 | 0,479 | 0,502 |
| 0,554 | 0,488 | 0,488 | 0,498 |
| 0,521 | 0,476 | 0,493 | 0,493 |
| 0,472 | 0,492 | 0,504 | 0,513 |
| 0,566 | 0,493 | 0,475 | 0,519 |
| 0,476 | 0,541 | 0,521 | 0,491 |
| 0,507 | 0,484 | 0,513 | 0,484 |
| 0,535 | 0,521 | 0,541 | 0,511 |
| 0,491 | 0,532 | 0,484 | 0,511 |
| 0,563 | 0,497 | 0,521 | 0,488 |
| 0,554 | 0,493 | 0,558 | 0,498 |
| 0,558 | 0,529 | 0,479 | 0,512 |
| 0,578 | 0,522 | 0,493 | 0,478 |
| 0,446 | 0,505 | 0,543 | 0,486 |
| 0,561 | 0,479 | 0,498 | 0,493 |