



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

SISTEMA PARA INDUCIR UN ESTADO DE SUEÑO MEDIANTE LA
COMBINACIÓN DE SONIDO BINAURAL Y RUIDO ROSA

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

PRESENTA:
ING. ÁNGEL EDUARDO MEDELLÍN SERAFÍN

TUTOR PRINCIPAL
DRA. FATIMA MOUMTADI
FACULTAD DE INGENIERÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX. DICIEMBRE 2022



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo brindado para el estudio de posgrado, sin el cual este trabajo no podría haberse realizado.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y al Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología por darme la oportunidad de estudiar el posgrado así como a todos los profesores de sistemas electrónicos por el conocimiento compartido.

Agradecimiento especial a la Doctora Fatima Moumtadi por ser una excelente mentor y guía en este proceso de investigación, a todos y cada uno de los miembros del jurado que me apoyaron en la revisión del escrito de esta tesis.

Dedicatorias

Los modales siempre hacen al hombre y en esta vida se debe ser agradecido, es por ello, y con todo el cariño del mundo, que dedico este trabajo a mi madre y padre, por todo el cuidado y apoyo que me brindaron.

A mi hermana, por haber sido la primera maestra en mi vida. A mi hermano, por todos sus consejos y enseñanzas. A mis sobrinos, por la cercanía y confianza que hemos creado, A todos y cada uno de mis profesores por su tiempo y dedicación, a todos mis amigos por los momentos y experiencias que vivimos juntos.

Finalmente, a mi novia Irais, por acompañarme en esta etapa de mi vida, por brindarme un hombro y oídos siempre que los necesité.

¡GRACIAS!

Índice

Resumen	I
Índice de figuras	II
Índice de tablas	V
Lista de acrónimos	VI
1. Introducción	1
1.1. Justificación	1
1.2. Objetivos	1
1.3. Hipótesis	2
1.3.1. Preguntas de investigación	2
1.3.2. Delimitaciones y alcance	2
1.4. Revisión de literatura	2
1.4.1. Tratamientos farmacológicos para el insomnio	3
1.4.2. Terapia cognitiva conductual	3
1.4.3. Luminoterapia	4
1.4.4. Sonido binaural como terapia de sueño	4
1.4.5. Ruido Rosa para inducir un estado de sueño	6
1.4.6. Aplicaciones móviles	7
2. Marco teórico	7
2.1. Fisiología del sueño humano	7
2.1.1. Etapas del sueño	8
2.2. Trastornos del sueño	9
2.2.1. Insomnio crónico	9
2.3. Electroencefalograma (EEG)	10
2.3.1. Ondas cerebrales	10
2.4. Índice biespectral (BIS)	12
2.4.1. Índice biespectral como medida de la profundidad de sueño	12
2.5. El oído humano	13
2.5.1. Funcionamiento fisiológico	14
2.5.2. Frecuencias audibles	15
2.6. Sonidos binaurales	16
2.7. Ruido Rosa	17
2.7.1. Espectro sonoro de un ruido	18
3. Diseño e implementación	19
3.1. Requerimientos	19
3.2. Propuesta del diseño	20
3.3. Etapas de desarrollo	20
3.3.1. Generación del sonido binaural	20
3.3.2. Generación del ruido rosa	21
3.4. Desarrollo del circuito de EEG de 4 electrodos	23
3.4.1. Selección de electrodos	23
3.4.2. Acoplamiento de impedancias	24

3.4.3.	Electrodo de referencia	25
3.4.4.	Amplificador de instrumentación	25
3.4.5.	Filtrado analógico y acondicionamiento de la señal de EEG	26
3.4.6.	Acoplamiento AC mediante circuito frontal	28
3.4.7.	Conversión A/D usando el microcontrolador STM32	29
3.4.8.	Cálculo del índice biespectral (BIS)	30
3.5.	Desarrollo del circuito de frecuencia cardíaca	35
3.5.1.	Sensor óptico	36
3.5.2.	Multiplexado de la señal de LED's	37
3.5.3.	Algoritmo de detección de frecuencia cardíaca	40
3.6.	Desarrollo de aplicación móvil	41
3.7.	Desarrollo de la prueba en voluntarios	43
4.	Pruebas y análisis de resultados	43
4.1.	Pruebas y resultados del sensor de FC	43
4.2.	Pruebas y resultados de la adquisición del BIS	44
4.3.	Pruebas y resultados del sonido generado	46
4.4.	Pruebas y resultados del experimento en 12 sujetos de prueba	48
5.	Síntesis de resultados	57
6.	Conclusiones	59
	Referencias	64
	Apéndices	65
A.	Artículo publicado	65
B.	Hojas técnicas	66
C.	Programación	78
D.	Diagramas esquemáticos	82

Resumen

El propósito de este trabajo es desarrollar un sistema generador de ruido rosa combinado con sonidos binaurales para inducir estado de sueño y determinar los efectos que produce en el índice biespectral. Se diseña un circuito de electroencefalograma (EEG) de 4 electrodos con acoplamiento AC (frontal) para medir el biopotencial eléctrico y un algoritmo que considera análisis temporal, frecuencial, filtrado digital y análisis biespectral para determinar el nivel de profundidad de sueño a través del valor del índice biespectral. De igual forma, se diseña un circuito de detección de frecuencia cardíaca para complementar el estudio de la profundidad de sueño y se desarrolla una aplicación para ser usada en equipos con sistema Android con una versión mayor a 9 y con auriculares.

Se realizaron pruebas de funcionamiento en un total de 12 voluntarios enfermeros (4 mujeres y 8 hombres) con jornadas de trabajo nocturnas, sin problemas de insomnio, con una hora de dormir de 10:00 am a 11:30 am, que no toman café con frecuencia, sin problemas de hipertensión ni diabetes y con un intervalo de edad de 22 a 41 años donde se concluye que se requieren más experimentos para determinar su completa funcionalidad y segmentar a la población de estudio por edad, género y problemas de salud de manera que permita realizar investigación sobre los beneficios en comparación con tratamientos farmacológicos.

Índice de figuras

1.	Esquema de la patente del sistema de inducción de sueño binaural [11]	5
2.	La media y la desviación estándar del tiempo en llegar al sueño profundo en la primera (antes de la intervención) y la segunda noche (después de la intervención) [12].	5
3.	Latencia del sueño (min) de los cinco sujetos, A, B, C, D y E, en las noches en que estuvieron expuestos a un ruido rosa constante de 60 dB (A) y en las respectivas noches de control, se nota una menor dispersión del tiempo a 30 dB. [18].	6
4.	Señales de un electroencefalograma [25].	10
5.	Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias [26].	11
6.	Relación entre la profundidad anestésica (izquierda), las ondas del EEG (centro) con el intervalo del índice BIS (derecha) [27].	12
7.	Ejemplo típico del cambio en el índice biespectral durante un ciclo de sueño. [30].	13
8.	El oído externo transforma las ondas esféricas en planas [32].	14
9.	Las ondas captadas por el pabellón auricular a través del CAE llegan hasta la membrana timpánica y la ponen en vibración [33].	15
10.	Dirección de la fuente de sonido [35].	17
11.	Espectro sonoro del Ruido [32].	18
12.	Representación Gráfica del Ruido Rosa en decibeles [32].	19
13.	Diagrama a bloques de la metodología seguida.	19
14.	Señal binaural resultante de ambos canales. a) Señal sinusoidal a 400 Hz en el canal. 1 b) Señal sinusoidal a 400 Hz en el canal. 2 c) Señal resultante con una diferencia de 5 Hz empalmada.	21
15.	Características del ruido rosa monocal. a) Espectro de amplitud del ruido rosa. b) Densidad espectral de potencia del ruido rosa.	22
16.	Características del ruido rosa en dos canales. a) Espectro de amplitud del ruido rosa canal 1. b) Espectro de amplitud del ruido rosa canal 2. c) Densidad espectral de potencia del ruido rosa en ambos canales.	22
17.	Diagrama a bloques de funcionamiento del prototipo.	23
18.	Etapas de acoplamiento de entrada de la señal.	24
19.	Circuito para el electrodo de referencia	25
20.	Corrientes y voltajes de un amplificador diferencial.	26
21.	Filtro Sallen Key de segundo orden.	26
22.	Filtro Sallen Notch de 60 Hz.	27
23.	Amplificación sumador inversor para el acondicionamiento óptico.	27
24.	Amplificación sumador inversor para el acondicionamiento óptico.	28
25.	Circuito de compensación.	28
26.	Circuito amplificador con dos etapas de acoplamiento de CA, una etapa de entrada pasiva y un circuito de supresión de CC activo [37].	29
27.	Topología interna del multiplexado que realiza el convertidor analógico digital.	30
28.	Sensor BIS de 4 electrodos colocados en la frente del durmiente y corresponde al montaje bipolar en el sistema internacional 10–20 [38].	30
29.	Diagrama a bloques del proceso para el cálculo del BIS.	31

30.	Identificación de ráfagas y supresión presentes en la señal adquirida filtrada.	33
31.	Ventana de Blackman. a) Comportamiento de amplitud en el dominio del tiempo para un total de 5400 muestras correspondientes a un registro de 30 lapsos(60 segundos) b) Magnitud en el dominio de la frecuencia.	33
32.	Modelo de la situación del punto de prueba para la medición de la SpO2 (saturación de oxígeno arterial).	35
33.	Diagrama a bloques de la medición de Oximetría.	35
34.	Señales de temporización para la excitación de los LEDs.	35
35.	Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la (A) sangre arterial, (V) sangre venosa y (T) tejidos. y las gráficas muestran las señales pulsátiles típicas detectadas.	36
36.	Sensor óptico.	36
37.	Distribución de pines en el adaptador.	37
38.	Multiplexado de las señales roja e infrarroja.	37
39.	Señal de salida del seguidor de tensión.	38
40.	Filtro Sallen-key paso bajo.	38
41.	Circuito de corrección de compensación.	39
42.	Circuito final de pulsioximetría.	40
43.	Descripción del proceso del algoritmo de Pan-Tompkins.	41
44.	Interfaz de diseño de Android Studio.	42
45.	Interfaz de usuario de la aplicación móvil.	42
46.	Resultados de la señal de pulsioximetría en el programa de LabView.	44
47.	Circuito final y adquisición de datos.	44
48.	Resultados de la adquisición del EEG a 4 electrodos. La señal en rojo proviene del electrodo AF7 detector de movimiento muscular, la señal en verde del electrodo FP1, la señal en blanco del electrodo FT9 y el indicador numérico es el valor del BIS después del procesado de las señales. Prueba realizada en una persona despierta.	45
49.	Electrodo usados al final debido a inconsistencias en los resultados.	45
50.	Señales de audio del sonido binaural en ambos canales con diferencias de 3 y 10 Hz respectivamente. a) Ruido rosa generado en el canal izquierdo. b) Ruido rosa generado en el canal derecho.	46
51.	Representación visual de el control de volumen del dispositivo móvil con 15 divisiones.	46
52.	Frecuencias presentes en la señal grabada del sonido generado. Se observa que el intervalo de frecuencias comprende de los 20 Hz a 20 KHz y con una intensidad de 30 dB como se esperaba.	47
53.	Densidad espectral de potencia del sonido grabado, se observa que tiene un comportamiento casi lineal y con pendiente negativa como se esperaba.	48
54.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 1F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	48
55.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 2M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	49
56.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 3M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	49

57.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 4F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	50
58.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 5M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	51
59.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 6M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	51
60.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 7F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	52
61.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 8F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	53
62.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 9M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	53
63.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 10M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	54
64.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 11M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	55
65.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 12M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.	55
66.	Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos y su comportamiento en el tiempo a 50 dB. a) Voluntario femenino 1F. b) Voluntario masculino 2M. c) Voluntario masculino 3M. d) Voluntario femenino 4F.	56

Índice de tablas

1.	Resumen de los mecanismos involucrados en las etapas de sueño.	9
2.	Valor del índice biespectral a partir del estado de conciencia	13
3.	Potenciales en electrodos de distintos tipos de materiales.	24
4.	Pseudocódigo del algoritmo de Cooley-Tukey para el cálculo de la FFT	34
5.	Relación entre la intensidad de volumen y decibelios que emite el dispositivo móvil	47
6.	Relación entre la intensidad de volumen y decibelios que emite el dispositivo móvil después de la modificación del volumen	47
7.	Resultados de BIS a diferentes estímulos auditivos a 30 dB	57
8.	Resultados de BIS a diferentes estímulos auditivos a 50 dB	57
9.	Resultados del por ciento de error de los sistemas desarrollados con respecto a valores esperados.	58

Lista de acrónimos

BSR relación de supresión de ráfagas.

DEP densidad espectral de potencia.

ECG electrocardiograma.

EEG electroencefalograma.

EMG electromiograma.

FFT transformada rápida de Fourier.

REM movimiento rapido de ojos.

RMS raíz cuadrática media.

RR ruido rosa.

RRB ruido rosa binaural.

SB sonido binaural.

TCC-I terapia cognitiva conductual para el insomnio.

TCSL tiempo de consolidación de sueño ligero.

TCSP tiempo de consolidación de sueño profundo.

1. Introducción

En 2012, un estudio preliminar encontró que el ruido rosa es favorable para tener un conjunto de actitudes y hábitos que permitan una higiene adecuada del sueño con un número de ciclos y tiempos entre cada etapa [1]. Más recientemente, un pequeño estudio anterior del 2017 encontró que escuchar ráfagas cortas de ruido rosa en un patrón en bucle mejoran el sueño profundo por lo que terapias en clínicas de sueño implementan el uso de un ventilador para inducir un estado de relajación en los pacientes [2].

Por lo tanto, ambos métodos de inducir un estado de sueño en pacientes con trastornos de sueño se ha probado y experimentado por separado, por lo que al combinarse se deben obtener mejores resultados.

1.1. Justificación

A partir de los datos de la Clínica del Trastornos del Sueño de la UNAM , se estima que en nuestro país, alrededor del 45 % de la población adulta presenta mala calidad del sueño. Lo anterior se refleja en la dificultad que las personas tienen para levantarse, así como como en constante somnolencia y cansancio durante las primeras horas de la mañana, así lo señalaron especialistas de la Clínica del Trastornos del Sueño de la UNAM. Hay más de 80 trastornos del sueño, los cuales producen alteraciones en el estilo de vida, aumentar el estrés, causar alergias, adicciones de alcohol y drogas, así como la obstrucción de las vías aéreas [3]. Si no se tratan estas condiciones causan problemas con el enfoque, la concentración, la memoria y que una persona se quede dormida durante el día, lo que aumenta la probabilidad de un accidente automovilístico o laboral y disminuye la función cognitiva. Un estudio separado de estimulación auditiva con sonido binaural y ruido rosa para inducir un estado de relajación en pacientes con trastornos del sueño ha mostrado resultados prometedores [4]. Es por ello que surge la necesidad de desarrollar un sistema combinado de sonidos binaurales (SB) y ruido rosa (RR) capaz de inducir un estado de relajación para mejorar el tiempo de consolidación del estado de vigilia.

1.2. Objetivos

General

- Desarrollar un sistema de estimulación auditiva que combine sonidos de ruido rosa y sonidos binaurales junto con un circuito de frecuencia cardíaca y de EEG de 4 electrodos con acoplamiento en AC frontal para analizar las etapas de sueño y sus efectos en el índice biespectral.

Particulares

- Generar sonidos de ruido rosa controlados por frecuencia y amplitud.
- Generar sonidos binaurales adecuados que induzca el estado de sueño.
- Combinar ambos sonidos en una aplicación móvil que controle duración, intensidad y apagado automático.

- Desarrollar el sistema de adquisición de bioseñales cerebrales de 4 electrodos con acoplamiento en AC frontal y el algoritmo para obtener el valor del indice biespectral.
- Desarrollar el sistema de adquisición de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca para evaluar el estado de sueño.
- Evaluar la efectividad del sistema en sujetos de prueba.

1.3. Hipótesis

La estimulación auditiva con sonido binaural en frecuencias de ruido rosa ayuda a reducir el tiempo para entrar en un estado de vigilia al momento de ir a dormir.

1.3.1. Preguntas de investigación

- ¿La intensidad de los sonidos combinados a 30 dB seguirá siendo la adecuada para inducir un estado de sueño?
- ¿Que tipo de sensación provocada por el sonido binaural es la mejor para ayudar a inducir el sueño?
- ¿Se podría mejorar combinándolo con estímulos vibratorios?
- ¿Existen normas aplicables a la investigación?
- ¿Qué aplicaciones similares existen?
- ¿Funcionará con pacientes que presentes algún trastorno de sueño?

1.3.2. Delimitaciones y alcance

Este proyecto de investigación tiene como alcance desarrollar un sistema que combine la tecnología binaural con sonidos de en frecuencias de ruido rosa para inducir un estado de relajación y reducir el tiempo para entrar en un estado de vigilia al momento de ir a dormir. Los aspectos relacionados con la experimentación para validar la eficacia del sistema, debido a la situación actual, se limitan a 12 sujetos de prueba en su entorno habitual de dormir, sin embargo, si la situación lo permite, se podrá realizar estudios a más sujetos de prueba que sería lo conveniente para obtener resultados aprobados. No se consideraran personas con algún tipo de trastorno de sueño y la estimulación se llevo a cabo en la hora de dormir de los sujetos de prueba cuando están predispuestos a descansar.

1.4. Revisión de literatura

A partir de los datos de la Clínica del Trastornos del Sueño de la UNAM se estima que en nuestro país, alrededor del 45% de la población adulta indica tener una mala calidad del sueño. Lo anterior se refleja en la dificultad que las personas tienen para levantarse, así como como la constante somnolencia y cansancio durante las primeras horas de la mañana. Para dar solución a los problemas de trastornos de sueño existen diferentes tipos de terapias que ayudan a mejorar los hábitos e

higiene del sueño, incluso, existen dispositivos que monitorean a las personas para proporcionar información fisiológica sobre la calidad del sueño y reparar aquellos malos hábitos al momento de dormir [5].

Entre los principales tratamientos se encuentran:

- Tratamientos farmacológicos.
- Terapia cognitiva conductual.
- Luminoterapia
- Estimuladores auditivos de relajación

Dentro de los estimuladores auditivos existe dos que son utilizados, incluso en clínicas especializadas en trastornos del sueño, el sonido binaural y el ruido rosa.

1.4.1. Tratamientos farmacológicos para el insomnio

Las pastillas para dormir recetadas ayudan a conciliar el sueño, permanecer dormido o ambas cosas. Por lo general, los médicos no recomiendan depender de las pastillas para dormir por más de unas pocas semanas. Sin embargo, algunos medicamentos están aprobados para uso a largo plazo. por ejemplo:

- Eszopiclona (Lunesta)
- Ramelteon (Rozerem)
- Zaleplon (Sonata)
- Zolpidem (Ambien, Edluar, Intermezzo, Zolpimist)

No obstante, las pastillas para dormir causan efectos secundarios, como mareos durante el día y un mayor riesgo de caídas así como provocar adicción [6].

1.4.2. Terapia cognitiva conductual

La terapia cognitiva conductual para el insomnio (TCC-I). Ayuda a controlar o eliminar los pensamientos y comportamientos negativos que lo mantienen despierto y, a menudo, se recomienda como tratamiento de primera línea para personas con insomnio. Normalmente, la TCC-I es igual o más eficaz que los somníferos. La TCC-I se centra en los procesos conductuales y cognitivos que perpetúan el insomnio y tiene como objetivo revertirlos. El tratamiento consiste en un formato cronometrado y requiere de 6 a 8 sesiones, con 50 minutos de duración. La primera sesión resumirá el curso del tratamiento. También para el establecimiento de objetivos y la educación sobre el sueño y el ritmo circadiano. Las siguientes tres sesiones se centraron en las preocupaciones sobre el sueño, la conciencia de los síntomas, el comportamiento seguro y la energía durante el día [7]. Las estrategias abarcan:

- **Terapia de control de estimulación.** Este método elimina los factores que impiden que la mente se duerma. Por ejemplo, se puede aprender a acostarse y despertarse a la misma hora, evitar las siestas, usar la cama solo para dormir y tener relaciones sexuales, y si no se consigue dormir durante 20 minutos, se recomienda salir de la habitación, dar la vuelta y volver a la cama.
- **Técnicas de relajación** La relajación muscular continua, la bioalimentación y las técnicas de respiración son formas de reducir la ansiedad antes de acostarse. Al practicar estas técnicas, se controla la respiración, frecuencia cardíaca, tensión muscular, estado de ánimo y relajación y es utilizado frecuentemente por personal militar [8].
- **Restricción del sueño.** Este tratamiento reduce la cantidad de tiempo que se pasa en la cama y evita las siestas durante el día, lo que provoca insomnio parcial y sensación de cansancio la noche siguiente. A medida que duerma mejor, se aumenta gradualmente la hora de acostarse.
- **Permanecer despierto de una manera pasiva.** También conocida como intención paradójica, el objetivo de esta terapia aprendida para el insomnio es reducir la ansiedad y el nerviosismo relacionados con el sueño tratando de mantenerse despierto en lugar de acostarse y esperar.

Cuando la situación lo amerita se recomiendan otras estrategias relacionadas con la forma de vida y el entorno de sueño, a fin de ayudar a desarrollar hábitos que promuevan el sueño profundo y el estado de alerta diurno.

1.4.3. Luminoterapia

La terapia de luz consiste en sentarse frente a una caja de luz que produce una luz similar a la luz del sol. Las gafas de sol y los anteojos de luz también son efectivos. La terapia de luz ayuda a regular la cantidad de melatonina que el cuerpo necesita para restablecer el ciclo de sueño y vigilia. Se utiliza una caja de luz al despertarse por la mañana para mejorar los tiempos de sueño y vigilia. También es factible esperar el efecto de suprimir la somnolencia durante el día. Este método se utiliza para tratar los trastornos de la etapa del sueño (despertar lento, ritmo irregular de sueño y vigilia y trastorno retrasado de jet-lag). Se usa la caja de luz al final de la tarde o al anochecer para retrasar la hora de acostarse y despertarse. Este método se utiliza para tratar trastornos graves del sueño y la vigilia, trastornos del cambio de trabajo y trastornos del desfase horario mientras se viaja por el oeste. Los efectos secundarios de la fototerapia incluyen inquietud, fatiga visual, dolores de cabeza, migrañas y náuseas. Si se tiene algún problema en los ojos o está combinado con la toma de medicamentos que causan fotosensibilidad, se debe consultar al proveedor de atención médica antes de usar la fototerapia [9].

1.4.4. Sonido binaural como terapia de sueño

En una investigación realizada a través de un ciclo iterativo de adquisición, generación y visualización de datos y análisis de medios tonos, se ingresan estímulos audibles para cambiar el estado actual del cerebro de un estado relacionado con la excitación a un estado relacionado con el sueño. El estado actual del cerebro humano se determina midiendo la actividad motora y eléctrica. Usando estos datos,

se generan tonos binaurales para inducir cambios en el estado del cerebro. Debido a la monitorización continua del estado del cerebro, los tonos binaurales aplicados se modifican hasta alcanzar el estado de sueño ideal. En 2017 se obtuvo una patente para el sistema de sensor de frecuencia cardíaca binaural en los Estados Unidos [10].

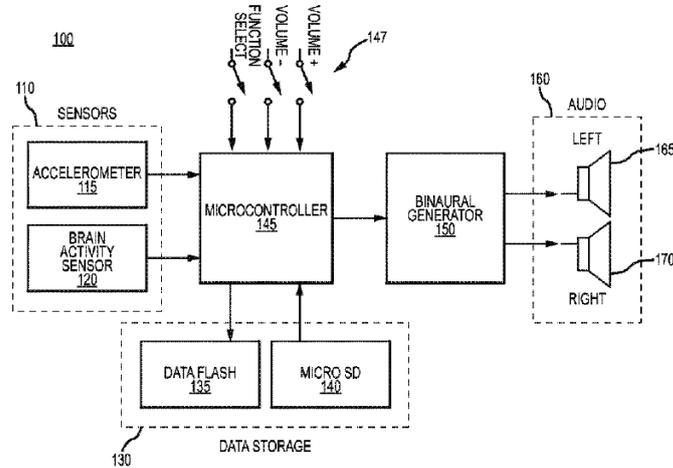


Fig. 1: Esquema de la patente del sistema de inducción de sueño binaural [11]

El sistema patentado por Michael C. Larson consta de un sensor de actividad cerebral, un generador de sonidos binaurales y acelerómetros conectados a un microcontrolador, el cual emite sonidos binaurales controlados para estimular la relajación y posteriormente inducir el sueño [11].

En otro estudio se comprobó que la estimulación auditiva con un sonido binaural delta podría mejorar el sueño y el estado de ánimo. En otras palabras, el uso de estos sonidos, así como la influencia del sueño, afecta el estado de ánimo de las personas. Esto implica que utilizar estimulación auditiva binaural en la noche de la intervención generó un estado de calma, lo que resultó en una reducción de la ansiedad y la ira, así como un mejor estado de ánimo en general [12].

La investigación demuestra que se reduce el tiempo hasta en 10 minutos para llegar a un estado de sueño profundo en la prueba realizada a 30 voluntarios.

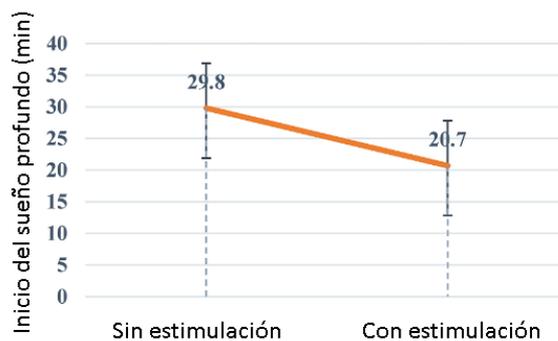


Fig. 2: La media y la desviación estándar del tiempo en llegar al sueño profundo en la primera (antes de la intervención) y la segunda noche (después de la intervención) [12].

1.4.5. Ruido Rosa para inducir un estado de sueño

Ante el fenómeno del ruido rosa, varios estudios han demostrado que tiene la capacidad de alterar la complejidad de la actividad cerebral y sincronizarla a un estado característico [13]. Según la conclusión en [14], se mostró una tendencia hacia la disminución de las ondas cerebrales en las pruebas de EEG, y se realizaron más investigaciones para ver si el ruido rosa ayuda a las personas a dormir mejor. Mientras tanto, una serie de estudios recientes han proporcionado evidencia relevante. Por ejemplo, en [15], se descubrió que la música suave, un ejemplo de ruido rosa, era beneficiosa para las personas mayores. Los efectos a largo plazo incluyen una mejor calidad del sueño. Además, un estudio previo [1] usó ruido rosa continuo de intensidades de 35 dB, 40 dB, 50 dB y 60 dB para excitar a cuatro sujetos durante el sueño y se concluyó que el ruido mejora la calidad de sueño de los sujetos. La calidad del sueño se evaluó utilizando la clasificación convencional de etapas del sueño conocida como escala R&K [16]. Sin embargo, está claro que esta conclusión se basa en un aumento significativo en la duración del sueño ligero (particularmente en la etapa 2) acompañado de una disminución en la duración de los movimientos oculares rápidos.) En este estudio del sueño, se recopilaron señales de electrocardiograma de 40 sujetos durante el sueño nocturno y 10 sujetos durante las siestas diurnas en diferentes entornos de sueño controlados. Debido a que el tiempo total de sueño de una persona difiere ligeramente del de los demás, la calidad del sueño debe evaluarse comparando el grupo expuesto al ruido con el grupo de control expuesto al ruido para mantener un porcentaje estable del tiempo total de sueño. En otro estudio, el ruido rosa de un generador de ruido [17] se dirigió a la cámara experimental semiresonante a 1,5 m de los sujetos acostados en la cama. Los sujetos estuvieron expuestos al ruido desde el momento en que entraron a la habitación hasta que se fueron.

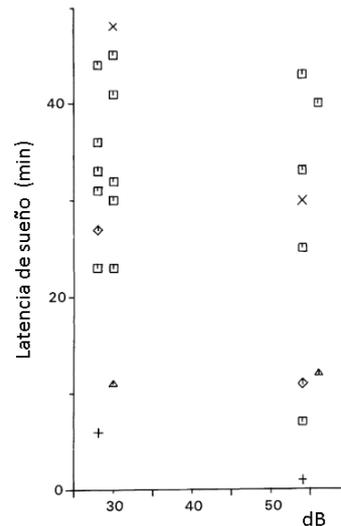


Fig. 3: Latencia del sueño (min) de los cinco sujetos, A, B, C, D y E, en las noches en que estuvieron expuestos a un ruido rosa constante de 60 dB (A) y en las respectivas noches de control, se nota una menor dispersión del tiempo a 30 dB. [18].

La exposición se estableció en 40, 50 o 60 dB al nivel de la cabeza del sujeto. El sujeto de prueba ingresó a una habitación control donde había un sillón, una tele y una cama a las 9:00 pm, terminó la colocación de los electrodos a las 10:00 pm, se

sentó en el sillón, leyó libros, miró televisión y se acostó en la cama de 1:00 am. a 2:00 am. Se despertó a las 8:30 am. Se le prohibió beber o tomar siestas durante el día. Las asignaciones diarias de nivel de ruido se programaron en orden aleatorio. Los datos EEG de referencia de 10 noches del sujeto de prueba se usaron como una noche de control de referencia, sin ruido rosa, pero con ruido de fondo de 30 dB [19].

Se ha demostrado que a 30 dB la intensidad de sonido es adecuada para una estimulación auditiva correcta, descrita en varias investigaciones.

El experimento se realiza con un sujeto masculino sano de 28 años (A) 2). Se realiza un segundo experimento con 4 estudiantes de 19 a 21 años, 3 chicos (B-D) y 1 chica (E). Sus patrones de sueño se registraron durante la exposición nocturna a los mismos sonidos. También se registraron poligramas en noches de control con un ruido de fondo que oscilaba entre 28 y 35 dB. Se prohibido el consumo de bebidas alcohólicas y drogas durante el examen. posteriormente se estimulo con ruido rosa constante de 30 dB(A) utilizando un generador de ruido SF-05 [20]. El ruido rosa se emite desde un altavoz colocado a 2 m por encima de la cabeza del sujeto a la misma altura que el suelo. El micrófono se coloca a 0,3 m de la cabeza del sujeto. El EEG se dispuso de acuerdo con la Ley Internacional 10-20 (C3-A2) [21].

1.4.6. Aplicaciones móviles

Existen también aplicaciones que generan estimulación auditiva aplicando sonidos exclusivamente de ruido rosa. Aplicaciones de este estilo existen varios, las cuales generan un sonido de ruido rosa por un tiempo controlado por el usuario, incluso, aplicaciones como Sleep Pink, además de generar sonidos de ruido rosa, controlan mediante sensores de movimiento, la amplitud del sonido y un apagado automático. Para la generación de sonidos binaurales que estimulen la relajación, también existen aplicaciones dedicadas a ello. Estas aplicaciones, al igual que las anteriores, controlan la intensidad del sonido y su duración, las más destacadas utilizan acelerómetros del celular para sensar el movimiento del paciente y determinar la amplitud y apagado automático del sonido. Sin embargo, no existen aplicaciones que combinen ambos métodos, lo cual, abre camino hacia una nueva investigación y experimentación.

2. Marco teórico

2.1. Fisiología del sueño humano

El sueño no es biológicamente un estado de completa inactividad cerebral, pero, como se ha dicho desde los años 80, se considera un estado biológico específico. Dormir requiere el entorno y la postura adecuados, que varían de una especie a otra: algunos animales duermen erguido mientras que otros duermen con los ojos abiertos. A diferencia del coma, el sueño es reversible con la estimulación adecuada lo que produce cambios en el EEG que lo distinguen de la vigilia. Las habilidades motoras del músculo esquelético y un umbral de respuesta reducido a los estímulos son otras características de esta condición. Los sueños son cíclicos y, en general, espontáneos y acompañado de pérdida del conocimiento, sin embargo, incluso si un hombre logra conciliarlo tal vez no duerma a propósito, los sueños tienen diferentes profundidades, las modificaciones muestran condiciones fisiológicas específicas en cada una de sus

etapas. Los cambios funcionales que ocurren en el sueño son registrados a través de variables tales como el EEG, movimiento de ojos, movimiento de músculos y la polisomnografía [22]

2.1.1. Etapas del sueño

Se distinguen varias etapas en el sueño:

- Etapa 0 vigilia:
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 etapa I de somnolencia:
En la fase inicial y es la transición entre la vigilia y el sueño ligero. desaparece el ritmo alfa del EEG (normalmente un estado de alerta), hay fuerza muscular y no hay movimientos oculares o son muy lentos y tiene, normalmente, una duración de 1 a 5 minutos.

- La etapa II - III, sueño ligero:
Se caracteriza por una disminución rítmica del EEG con los típicos husos del sueño y complejos K, fenómeno causado por el núcleo reticular del tálamo; todavía existe tensión muscular, no hay presencia de movimientos oculares y tiene, generalmente, una duración de 10 minutos.

- La etapa IV, sueño profundo:
El ritmo del EEG es bajo, no hay movimientos oculares y el tono muscular no se mantiene o se reduce significativamente. Entre otras estructuras, la corteza prefrontal y el núcleo dorsal medial del tálamo están involucrados en la formación de esta etapa del sueño. Esta fase ocupa alrededor del 25 % del tiempo total de sueño. [22].

Las etapas I a IV se denominan en su conjunto sueño no REM (NREM).

- La siguiente etapa es el sueño paradójico, que se caracteriza por una actividad EEG que recuerda a la vigilia, provocada por la activación de la corteza de estructuras profundas del cerebro, como la formación reticular en donde existe el movimiento rápido de ojos (REM) por sus siglas en ingles. Fue descubierto en la década de 1950 por Kleitmans y Aserinskis y Dement.

Tabla 1: Resumen de los mecanismos involucrados en las etapas de sueño.

Etapa de sueño	Neurotransmisor involucrado	Actividad neuronal del encéfalo
Vigilia	Acetilcolina	Activas
	Noradrenalina	Activas
	Serotonina	Activas
Sueño NO-REM	Acetilcolina	Inactivas
	Noradrenalina	Inactivas
	Serotonina	Inactivas
Sueño REM	Acetilcolina	Activas
	Noradrenalina	Inactivas
	Serotonina	Activas

2.2. Trastornos del sueño

El insomnio es un trastorno persistente del sueño de 24 horas caracterizado por una percepción del sueño clínicamente inapropiada, no disponible, insatisfactoria e irreversible. Durante el día, los pacientes experimentan fatiga, problemas de concentración y pérdida de la memoria, así como irritabilidad y bajo estado del ánimo. El insomnio ocasional o de corta duración es causado por factores externos al cuerpo como por ejemplo:

- Debido a una falta de higiene del sueño.
- Ligado a causas medioambientales.
- De ajuste (a situaciones de fuerte contenido emocional).
- Secundario a cambios bruscos de horario.
- Debido a un estrés físico ocasional: dolor, prurito o tos.
- De rebote debido a la supresión brusca de ciertos hipnóticos.
- Crónico.

Estos tipos de insomnio son los comunes y responden bien a la hipnoterapia con medicamentos. Transcurridos 15 días desde el inicio del tratamiento, se debe ir reponiendo paulatinamente con medidas de higiene del sueño. Relacionar estos trastornos con causas específicas y totalmente identificables es un componente clave de un diagnóstico diferencial correcto [23].

2.2.1. Insomnio crónico

Se caracteriza por quejas en inicio o en el mantenimiento del sueño, con síntomas asociados durante el día y cuando estas dificultades con el sueño suceden más de tres veces por semana y al menos durante tres meses. El insomnio crónico, en ocasiones, se presenta aisladamente o como una condición comórbida con una alteración mental, enfermedad médica o uso de sustancias. El grado de trastorno de sueño requerido para asignarle el grado de crónico es arbitrario y se basa principalmente en los síntomas subjetivos referidos por el paciente [24].

2.3. Electroencefalograma (EEG)

Un electroencefalograma (EEG) es una representación gráfica en tiempo real de las fluctuaciones en la actividad cerebral, la señal es captada por electrodos específicos. El examen neurofisiológico mediante EEG se basa en el registro de la actividad eléctrica del cerebro durante las condiciones básicas de descanso, vigilia o sueño y durante diversas activaciones (generalmente hiperventilación y estimulación de luz intermitente) mediante una máquina de EEG. La representación del EEG se muestra en una pantalla que despliega un histograma bidimensional con ejes: amplitud de la señal en microvoltios en el eje vertical y segundos en el eje horizontal [25]. Las variaciones en el ritmo del EEG registradas, son ocasionadas por masas de neuronas que comienzan a vibrar continuamente en el cerebro. Las neuronas producen señales con la misma frecuencia. La presencia de estos ritmos indica la actividad del cerebro con millones de neuronas trabajando en sincronía. La forma de la señal EEG depende de la edad y el estado de alerta del individuo. Los registros en tiempo real de la actividad del EEG carecen de patrones reproducibles que parecen señales muy irregulares, con amplitudes muy pequeñas, alrededor de 10-100 microvoltios, la señal que captan los electrodos es muy pequeña porque se registra en la corteza cerebral y, por lo tanto, se confunde fácilmente con ruido. En un cerebro sano, esta actividad es muy similar en diferentes partes del cerebro, por lo que no habrá diferencias notables entre las distintas áreas de la corteza llamadas lóbulos [25].

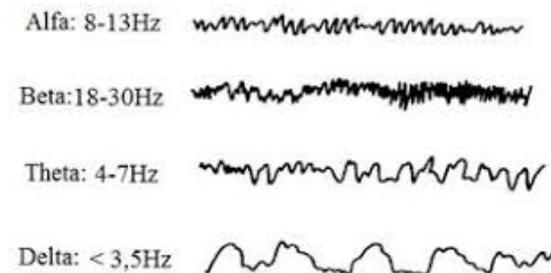


Fig. 4: Señales de un electroencefalograma [25].

2.3.1. Ondas cerebrales

Las ondas cerebrales son actividad eléctrica producida por el cerebro. Estas ondas se detectan mediante electroencefalografía. Debido a la complejidad de la forma de onda a lo largo del tiempo, el estudio de las señales EEG suele centrarse en el estudio del espectro de energía mediante el análisis de bandas de frecuencia. Las ondas cerebrales se dividen en 4 tipos:

- Alfa
- Beta
- Theta
- Delta

Ondas alfa

Son ondas con amplitudes de 20-100 μV y frecuencias de 8-12 Hz, con alta periodicidad en estas frecuencias, asociadas a estados relajados y generalizadas en la región occipital, pero que se encuentran en toda la corteza. Sobre todo aparecen unos minutos antes de ir a la cama. Sus efectos característicos son: relajación suave, pensamientos tranquilos y pacíficos, optimismo y sensación de unidad mente-cuerpo.

Ondas betha

Esta señal de baja amplitud con una frecuencia de 13-30 Hz y menos de 20 μV crea un campo electromagnético. Estas ondas se registraban mientras la persona estaba despierta y en un estado de plena actividad mental. Los sentimientos son extrovertidos, por lo que esta condición es acompañada de irritación repentina, ansiedad y miedo. Es muy frecuente y predomina en la edad adulta. Comúnmente se divide en beta baja, beta media y beta alta. Los ritmos beta bajos suelen localizarse en los lóbulos frontal y occipital, siendo menos localizados los otros dos. Esta onda es más irregular que el ritmo alfa y está asociada con la actividad psicosomática, la excitación, los estados de vigilia o la actividad mental de resolución de problemas. [25].

Ondas theta

Estas ondas, con amplitudes menores de 20 μV y frecuencias de 4 a 7 Hz, ocurren a lo largo de la maduración de la corteza cerebral, aunque predominan en las regiones occipital y temporal y más rápidamente en la región frontal. Durante el sueño (o durante la meditación profunda, la autoeducación, el yoga...) aparecen como movimientos subconscientes. Esta condición se caracteriza por: memoria plástica, mayor capacidad de aprendizaje, imaginación, inspiración creativa. Es común en niños entre las edades de 5 y 7 años, y sus efectos persisten en adultos jóvenes. El pensamiento creativo en adultos y jóvenes se asocia con estrés o trastornos mentales.

Ondas delta

Las ondas de baja frecuencia y alta intensidad (cientos de μV) con una frecuencia de 1 a 3 Hz ocurren en condiciones de aumento de la presión intracraneal, como sueño profundo, pérdida del conocimiento o tumores cerebrales. Los estados mentales en cuestión son el sueño sin sueños, la euforia y la hipnosis profunda. Las ondas triangulares son muy importantes en el proceso de curación y fortalecimiento del sistema inmunológico [25].



Fig. 5: Tipos de ondas cerebrales y sus frecuencias [26].

2.4. Índice biespectral (BIS)

El análisis biespectral se desarrolló por primera vez en 1963 para estudiar señales biofísicas no lineales complejas [27]. Es una técnica de procesamiento de señales que mide valores no lineales, cuadráticos y sus desviaciones de la norma. Es una medida de la profundidad de anestesia y de la sedación en pacientes que son sometidos a un proceso quirúrgico con algún tipo de agente anestésico, representado en una escala de 0 a 100 [28] y cuantifica el grado de asociación entre diferentes frecuencias de señales del cerebro EEG. Cuando las frecuencias bajas están en fase con las frecuencias altas, los valores altos de BIS reflejan una integración cortical [29]. Esto ocurre en un estado consciente. También determina las interacciones entre los componentes de señalización. En el análisis biespectral se aplica la transformada de Fourier, que divide cada señal en una serie de ondas sinusoidales simples que, cuando se suman, reconstruyen la desviación de la señal original de su estado normal [26].

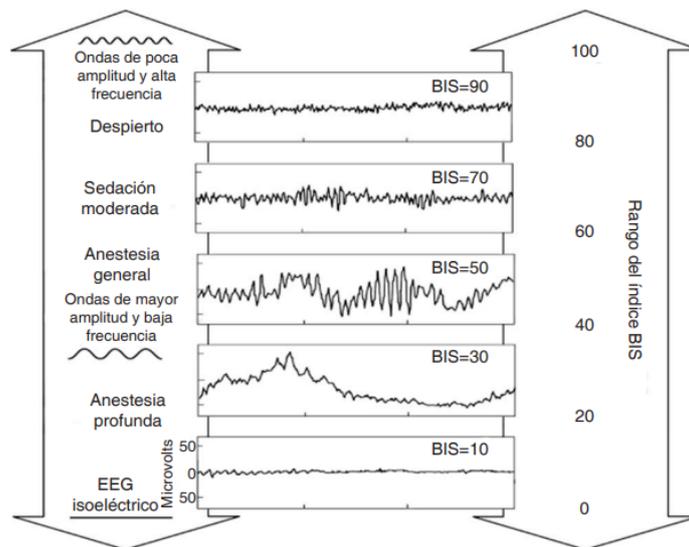


Fig. 6: Relación entre la profundidad anestésica (izquierda), las ondas del EEG (centro) con el intervalo del índice BIS (derecha) [27].

2.4.1. Índice biespectral como medida de la profundidad de sueño

En varios estudios se determina la forma de onda de la señal del BIS natural afectada por el sueño. Se encontró que el valor del BIS es un marcador consistente de la profundidad del sueño. Un valor de BIS de 60-85 indica sueño ligero, un valor de BIS de 20-60 indica sueño de ondas lentas y un valor de BIS de 60-90 indica sueño de movimiento ocular rápido. El efecto del sueño sobre el valor del BIS parece ser similar al de la anestesia general y desempeña un papel en el seguimiento de la profundidad del sueño [30].

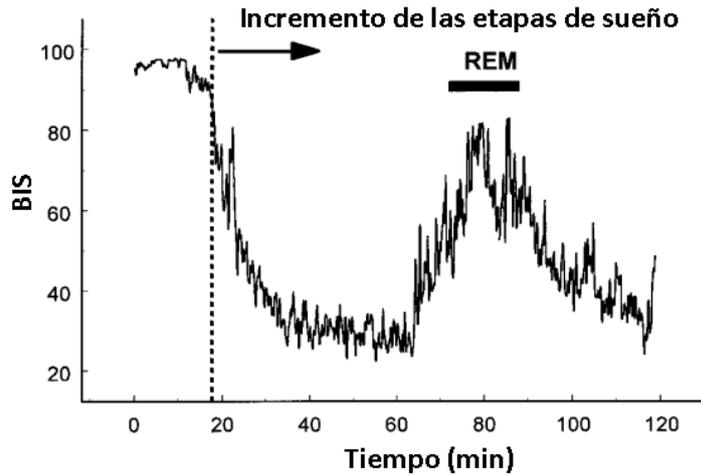


Fig. 7: Ejemplo típico del cambio en el índice biespectral durante un ciclo de sueño. [30].

El BIS disminuye con el aumento de la profundidad del sueño, similar a la disminución del índice biliar que ocurre bajo anestesia general, de esta manera, comparando las figuras 6 y la tabla 1 se observa que el índice biespectral proporciona una escala donde los valores cercanos a 100 representan un estado de vigilia, mientras que el 0 y la valencia representan el silencio eléctrico cerebral. Un estudio del sueño utilizando el índice biespectral muestra que los valores fisiológicos disminuyen durante el sueño y aumentan durante la vigilia. Los estudios con pacientes críticos permitieron determinar los siguientes valores: vigilia (más de 85), sueño ligero (60-85), sueño de ondas lentas (menos de 60) y sueño de movimientos oculares lentos y rápidos (más de 60) con una reducción en las ondas EEG. El índice biespectral detecta estados de sueño, pero no detecta etapas de sueño [31].

Tabla 2: Valor del índice biespectral a partir del estado de conciencia

Estado de conciencia	Índice Biespectral
Despierto	>85
Sueño ligero	60-85
Sueño profundo	<60
Sueño REM	>60

Con esto, el tiempo de consolidación de sueño ligero (TCSL) será 10 minutos antes del sueño profundo, la duración de cada etapa del sueño más el tiempo de consolidación de sueño profundo (TCSP) se llega a un valor de 60 en el índice biespectral.

2.5. El oído humano

El órgano de la audición realiza la función de hacer perceptibles los estímulos sonoros somáticos en tres etapas diferentes:

- Conducir la energía física de los estímulos sonoros recibidos en el oído al órgano de Corti.

- Convierte la energía mecánica del órgano de Corti en energía eléctrica (potencial de acción), que luego se transmite al nervio auditivo.
- Esta energía eléctrica se transmite desde el órgano de Corti a la corteza cerebral a través de vías neurales.

2.5.1. Funcionamiento fisiológico

El oído actúa como un monitor receptor que capta las ondas sonoras y las envía a través del conducto auditivo externo hasta el tímpano. Los oídos ayudan a localizar la fuente del sonido ya que llega a los dos oídos en diferentes momentos y fases; la posición del sonido en el plano horizontal es también el pliegue del pabellón, especialmente de la concha, con la función de encontrar el sonido en el plano vertical. [32].

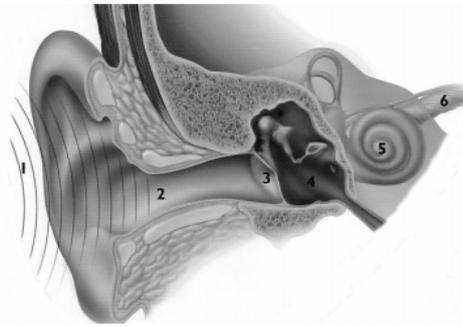


Fig. 8: El oído externo transforma las ondas esféricas en planas [32].

La función binaural mejora la percepción del sonido en unos 8 dB en comparación con la audición con un solo oído. El canal auditivo externo (CAE) transmite ondas sonoras al tímpano y protege al oído medio mediante su vellosidad y sus glándulas de ceruminosas. También ayuda que la temperatura del aire sea la misma en ambos lados del tímpano [32]. El conducto auditivo externo se considera como un tubo sonoro que:

- Transforma las ondas sonoras esféricas en planas
- Refuerza la resonancia de las frecuencias comprendidas entre 2.000 Hz. y 4.000 Hz. (múltiplos de la longitud del CAE)
- En su espacio se producen interferencias al originarse ondas estacionarias.

FISIOLOGÍA DE LA AUDICIÓN EN EL OÍDO MEDIO

El oído medio, a través de la cadena de huesecillos, transmite la energía sonora desde la membrana timpánica hasta el oído interno. El sistema de accionamiento de timpánico a medida que las moléculas de aire en el conducto auditivo externo vibran, el tímpano comienza a funcionar en su posición. El mango del martillo se encuentra unido a la membrana timpánica localizado en uno de sus ejes radiales. El martillo se enlaza solidamente con el yunque por la articulación incudo-maleolar.

El yunque, por su rama larga, se articula con la cabeza del estribo (articulación incudo-estapedial) [33]. El estribo tiene su platina insertada en la ventana oval, a la que se une mediante el ligamento anular de Rudinger. Cuando el tímpano vibra, transmite el movimiento al martillo, se transmite al yunque después al estribo y, finalmente, se transmite la vibración al oído interno a través de la ventana oval.



Fig. 9: Las ondas captadas por el pabellón auricular a través del CAE llegan hasta la membrana timpánica y la ponen en vibración [33].

El martillo está sostenido por tres ligamentos. Así, el mango es empujado hacia adentro por el músculo martillo o tensor del tímpano, manteniendo la membrana timpánica bajo tensión constante. El estribo tira de este hueso hacia afuera y hacia atrás. La acción de ambos músculos forma los mecanismos de adaptación, selección de frecuencia y defensa del oído interno [33].

2.5.2. Frecuencias audibles

La audición es el resultado de una serie de procesos acústicos, mecánicos, hidráulicos, neuronales y psicológicos que producen una impresión auditiva o sonora en el oyente como parte de una combinación de ondas mecánicas, auditivas y cerebrales.

Campo Umbral

Se define como el intervalo de umbral para tonos de frecuencia pura a la presión física más baja promedio que se escucha sin ruido de fondo, en este caso, en el punto de sonido. Este umbral auditivo es la presión sonora mínima que produce la audición. Los humanos perciben frecuencias (teóricamente) entre 20 Hz y 20 000 Hz, pero el oído no es igualmente sensible a todas estas frecuencias. La parte media del espectro, las bandas de 1000 Hz y 5000 Hz, son las que más se escuchan. El sonido perturbador está en el mismo intervalo de frecuencia audible.

Estos son sonidos que perturban nuestros oídos y no se consideran ruido porque tienen una señal de sonido puro. Estos molestos sonidos ocurren en el intervalo de 200 Hz y 400 Hz. La mitad inferior de la curva del umbral de audición representa el nivel mínimo de intensidad de sonido que se percibe en diferentes frecuencias. La intensidad mínima a la que se produce un sonido audible está entre 2000 y 4000 Hz,

lo que corresponde aproximadamente a -5 dB. En este intervalo de frecuencia el oído es más sensible [2].

2.6. Sonidos binaurales

El sonido binaural es un sonido que produce estimulación o sincronización del cerebro humano. Al escuchar estos sonidos, el cerebro produce frecuencias bajas en respuesta a dos tonos de frecuencias ligeramente diferentes que se escuchan por separado en los oídos izquierdo y derecho cuando se usan auriculares estéreo. Una sola melodía rítmica se percibe fuera del cerebro como si se mezclaran dos tonos separados [34].

SISTEMAS DE SIMULACION BASADOS EN LAS HRTF

Este tipo de sistema se basa en funciones de transferencia relacionadas con la cabeza y produce efectos de azimuth, de elevación e intensidad de la señal. Esto significa que a través de estos sistemas, se producen sonidos que dan una sensación local en ubicaciones espaciales específicas. Estos sistemas requieren una señal mono en la entrada. En todos los métodos de simulación de sonido binaural, es fácil controlar la percepción del azimuth que la elevación, pero los métodos basados en HRTF controlan ambos tipos de ángulos. El éxito del método varía de persona a persona y de oyente a oyente debido a las limitaciones computacionales de desarrollar adecuadamente estas simulaciones auditivas. Estos algoritmos tienen cierto grado de complejidad computacional, por lo que estas limitaciones computacionales son generadas por procesamiento en computadoras [2].

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA RELACIONADA CON LA CABEZA PARA SIMULAR SONIDO 3D

Una forma realista de obtener HRTF es imitar el sistema auditivo humano. Con esto, la grabación se toma de la fuente de sonido utilizando un micrófono que se encuentra en un oído humano. Estas grabaciones se comparan con el audio original para obtener la función de transferencia relacionada con la cabeza (HRTF). HRTF se utiliza para desarrollar un par de filtros FIR para una ubicación acústica específica. Cada posición de audio requiere dos filtros, uno para el oído izquierdo y otro para el oído derecho. Luego, para posicionar el sonido en una posición específica en el espacio virtual, aplicamos una serie de filtros FIR correspondientes a esa posición al tono de llamada, simulando un sonido tridimensional. Los cálculos desarrollados de esta manera implican convertir una señal de audio mono entre HRTF (izquierda y derecha), dependiendo de dónde se coloque la fuente de audio [2].

DIFERENCIA INTERAURAL DE INTENSIDAD (ID) Y DIFERENCIA INTERAURAL DE TIEMPO (ITD)

Los principios básicos utilizados para la localización azimuthal de fuentes de sonido en el plano horizontal se relacionan con la diferencia de intensidad interaural (ID) y la diferencia de tiempo interaural (TD) entre las señales recibidas por cada oído.

La ID es causada principalmente por el efecto de sombra de la cabeza, mientras que la ITD es causada por la diferencia en la distancia que viaja el sonido al oído de cada persona. Esto se mide mediante experimentos de localización de sonido. En este experimento, se producen diferentes intensidades de escala en cada oído para probar la capacidad de percibir sonidos y sus posiciones relativas [35].

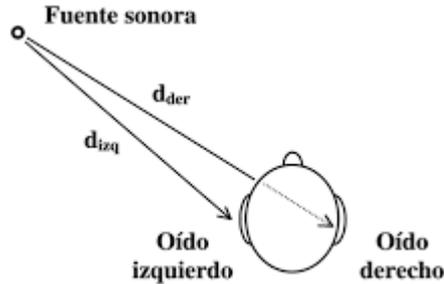


Fig. 10: Dirección de la fuente de sonido [35].

Se considera que una onda de sonido viaja hacia la cabeza esférica desde una dirección específica con un ángulo de acimut θ . Debido a que tiene que viajar una distancia adicional para llegar al oído, el sonido llega al oído derecho antes que al oído izquierdo. Esta es la explicación de la diferencia interaural de tiempo y según la figura 2.3 se expresa mediante:

$$ITD = \frac{a}{c}(\text{sen}\theta + \theta) \quad -90^\circ \leq \theta \leq 90^\circ \quad (1)$$

Donde:

a es el radio de la cabeza del oyente;

c es la velocidad del sonido, 343 m/s aproximadamente; y

θ es el ángulo de azimut.

Esta fórmula ITD tiene un valor de cero (0) cuando la fuente de sonido está frente al oyente y alcanza un valor máximo cuando la fuente de sonido está al lado del oyente. (90°). Debido a las diferencias en el lapso de tiempo y el tono entre los dos oídos, la ubicación de una fuente de sonido en la cabeza a menudo se percibe según el oído al que se encuentre más cerca. El retraso proporciona una señal direccional más fuerte, con la fuente de sonido colocada en diagonal hacia el oyente. Dado que las ondas planas son difractadas por una esfera rígida, las ondas sonoras que llegan al oyente son difractadas por la cabeza. Esto indica que hay una diferencia en el nivel de la señal que llega a los dos oídos, lo que implica una diferencia en la intensidad interna (ID). La diferencia en la fuerza interaural depende de la frecuencia. Esto se debe a que la longitud de onda es mayor que el diámetro de la punta y existe una gran diferencia en el nivel de sonido, lo que facilita su percepción a bajas frecuencias [35].

2.7. Ruido Rosa

En la naturaleza existen muchos tipos de sonidos, pero la mayoría son efímeros. Es decir, ocurren instantáneamente y nunca se repiten de la misma manera. Se

producen por liberaciones repentinas de energía, y las frecuencias que las componen son completamente independientes. Ejemplos de estos son los sonidos de explosiones y golpes. Igual que arriba, sonidos aleatorios. Cubren muchas frecuencias con valor intrínseco. No se repiten de la misma manera, pero llegan a durar mucho tiempo. Un ejemplo es el ruido que producen las cascadas. Esta categoría incluye el ruido rosa y el ruido blanco.[36]. El ruido es una audición desagradable, en resumen, el ruido y el sonido son contextuales y subjetivos.

2.7.1. Espectro sonoro de un ruido

El espectro de la primera (o última) nota de un sonido es diferente del siguiente tono sostenido. También afecta la calidad subjetiva del sonido del instrumento. Los sonidos normales, como el sonido de dos piedras chocando entre sí, tienen cierta calidad, pero no un tono claro. Dicho ruido es una mezcla de muchas frecuencias que tienen poco que ver entre sí. El espectro de audio de dicho ruido exhibe un espectro de frecuencia continuo o casi continuo. Dichos sonidos se denominan ruido en comparación con sonidos más armónicos que contienen frecuencias que son múltiplos fundamentales simples [32].

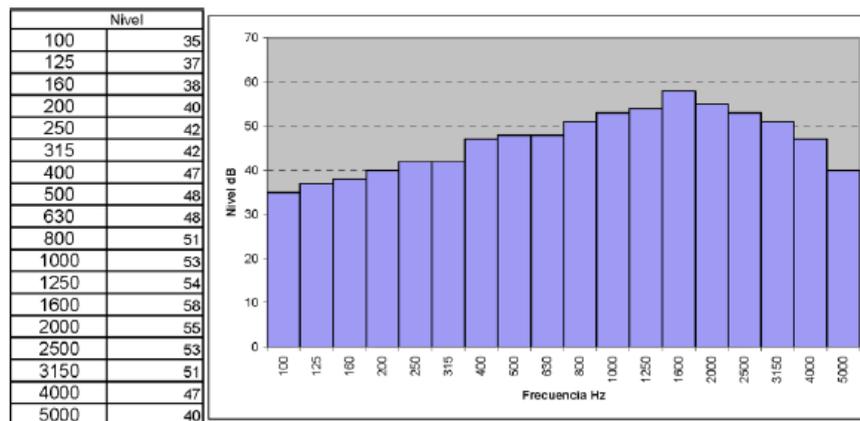


Fig. 11: Espectro sonoro del Ruido [32].

El ruido rosa es un tipo especial de ruido blanco que tiene alta potencia por unidad de ancho de banda en el espectro de audio. Normalmente se genera entre 20 Hz y 20 kHz. En la naturaleza y vida cotidiana los sonidos en frecuencia de ruido rosa son generados por la lluvia, un ventilador, sonidos de cascada [18]. Un estudio preliminar en 2012 encontró que el ruido rosa podría ayudar a inducir un sueño más reparador[1]. Recientemente, un pequeño estudio preliminar en 2017 descubrió que escuchar un sonido repetitivo mejora la terapia del sueño mientras se duerme. La clínica introduce el uso de ventiladores para crear un estado relajado para los pacientes. [2]. Por lo tanto, ambos métodos de inducir un estado de relajación en pacientes con trastornos de sueño se ha probado y experimentado por separado, por lo que al combinarse deben arrojar mejores resultados. Un ruido rosa se caracteriza por tener un espectro acústico monotonamente decreciente, es decir el mismo nivel de energía acústica en todas las frecuencias [36].

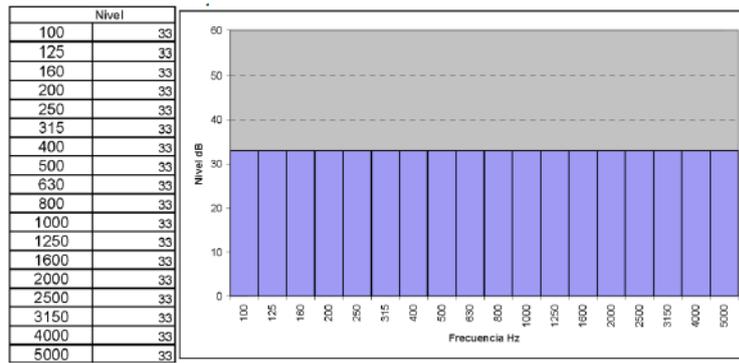


Fig. 12: Representación Gráfica del Ruido Rosa en decibeles [32].

3. Diseño e implementación

El tema de investigación, el diseño de circuitos, el desarrollo de la aplicación móvil y la implementación del algoritmo se llevo a cabo a partir del diagrama siguiente.

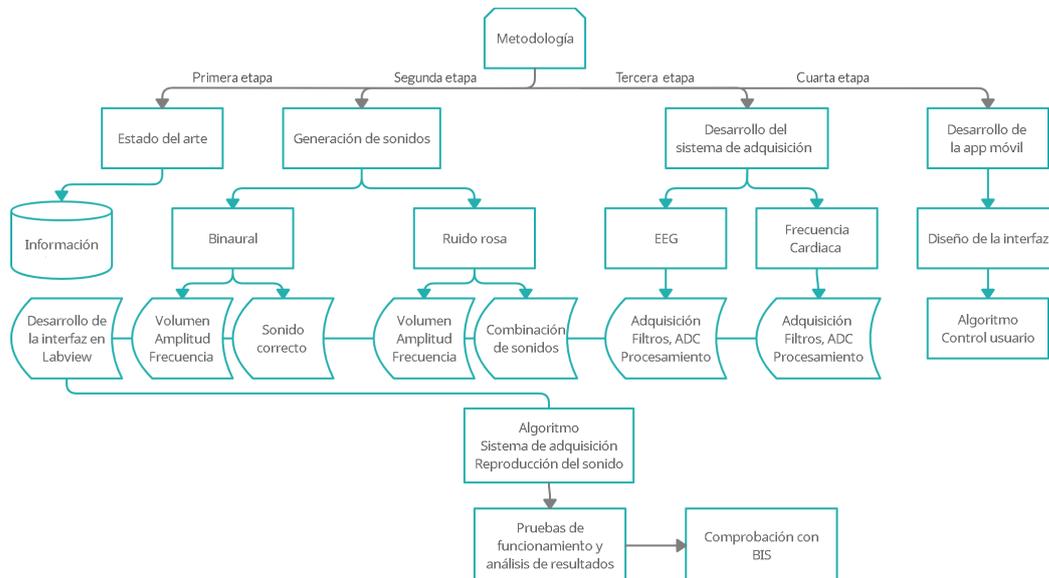


Fig. 13: Diagrama a bloques de la metodología seguida.

3.1. Requerimientos

Para la adquisición de las señales biológicas de EEG y de la frecuencia respiratoria así como para el procesamiento e interpretación de los estudios se requirió:

- Equipo de cómputo para el diseño, desarrollo y pruebas.
 - LabView
 - Matlab
 - STM32
 - SolidWorks
 - CuraMaker

- Microcontrolador STM32
- Componentes electrónicos para el diseño de los circuitos.
- Equipo de laboratorio para la obtención, análisis y procesamiento de las señales obtenidas.
 - Osciloscopio
 - Generador de señales
 - Fuente de poder
 - Multímetro profesional
 - Herramienta para soldar componentes electrónicos

3.2. Propuesta del diseño

Para determinar la eficacia del sistema, es necesario medir cuando el paciente entra en el estado de sueño, para ello se implementa un circuito de EEG y frecuencia respiratoria que monitorizará al sujeto de prueba mientras se le aplica un estímulo auditivo de Ruido Rosa y Sonido Binaural.

3.3. Etapas de desarrollo

3.3.1. Generación del sonido binaural

La Simulación de Sonido Binaural se implementa sobre la base del lenguaje computacional MATLAB, debido a sus particularidades y facilidades que presenta para el procesamiento digital de señales. La utilización de un programa computacional implica que el tiempo de procesamiento del sistema a modelar dependa de las características del computador y del número de instrucciones del programa que implemente el algoritmo. El modelo que se va a implementar está basado en la utilización de dos métodos: el uno modela a simula las HRTFs, y el segundo se basa en la convolución de las HRTFs. El primer método está diseñado para modelar las HRTFs mediante las ITD y las ID, que son funciones de la variación de la captación del sonido que existe entre las dos orejas. Estas funciones ITD e ID se representan mediante filtros FIR y filtros IIR, y darán las características de movimiento virtual a una fuente de sonido. El segundo método consiste en realizar la operación de convolución entre la señal monofónica de entrada con la HRTF correspondiente a la posición que se desea simulan mediante este método se ubica a la fuente de sonido en las posiciones requeridas. Se eligen estos métodos debido a la necesidad de generar una señal de salida que provea la sensación de movimiento real, pero a su vez que el procesamiento de este modelo no demande tiempo. Al escoger dos tipos de métodos, se realiza una comparación del tiempo de procesamiento y del resultado que se logra. Para implementar sólo un modelo basado en las HRTFs es necesaria conseguir el conjunto completo de mediciones de las Funciones de Transferencia Relacionadas con la Cabeza, pero existe un conjunto de mediciones reducido o compacto que da la posibilidad de variar la posición pero sin las características de elevación que ofrece el conjunto completo de mediciones. Con el método que usa las ITD y las ID no se necesita de estos conjuntos y el algoritmo del sistema se reduce a diseñar e implementar los filtros. La utilización de estos dos métodos en el modelo

de Simulación de Sonido Tridimensional, servirá para que se complementen entre si y que el uno cubra las deficiencias del otro método.

El modelo a implementar se desarrolla en el dominio del tiempo, y el objetivo de este es obtener una señal estereofónica que da la sensación de variar la posición de la fuente de sonido alrededor de la cabeza del oyente a partir de una señal monofónica, además se asigna una cierta posición a la señal monofónica para que simule que está ubicada a un cierto ángulo del oyente. Por lo tanto, para generar sonido binaural se generaron dos ondas senoidales a diferentes frecuencias con una diferencia de 5 Hz entre ellas.

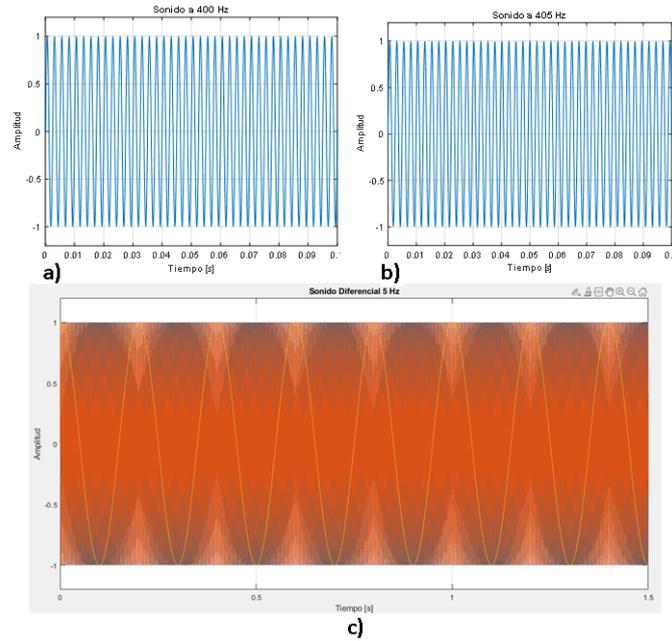


Fig. 14: Señal binaural resultante de ambos canales. a) Señal sinusoidal a 400 Hz en el canal. 1 b) Señal sinusoidal a 405 Hz en el canal. 2 c) Señal resultante con una diferencia de 5 Hz empalmada.

Las expresiones matemáticas de cada una de las señales y la resultante son expresiones de ondas sinusoidales y la suma de dos de ellas con diferentes frecuencias respectivamente como se muestra a continuación.

$$y_1(t) = A_1 \text{sen}(\omega_1 t) \quad (2)$$

$$y_2(t) = A_2 \text{sen}(\omega_2 t) \quad (3)$$

$$Y(t) = A_1 \text{sen}(\omega_1 t) + A_2 \text{sen}(\omega_2 t) \quad (4)$$

3.3.2. Generación del ruido rosa

Este tiene un espectro de frecuencia de $1/f$ y se encuentra exactamente entre el ruido café y el ruido blanco, razón por la cual se le ha llamado ruido bronceado pero ruido rosa parece ser un nombre más atrayente. Contiene cantidades iguales de energía en cada octava. Como cada octava tiene igual energía, este ruido suena a nuestros oídos como si tuviera una cantidad igual de todas las frecuencias. Por ello

se utiliza el entorno MATLAB para generar ondas que cumplan con la característica de $1/f$ y se une junto con la generación del sonido binaural. En principio, el ruido rosa se genera en dos canales pero conservando las mismas características para cada uno de ellos, esas características contemplan que la densidad espectral de potencia sea inversamente a la frecuencia, debido a la distribución normal de los valores estocásticos.

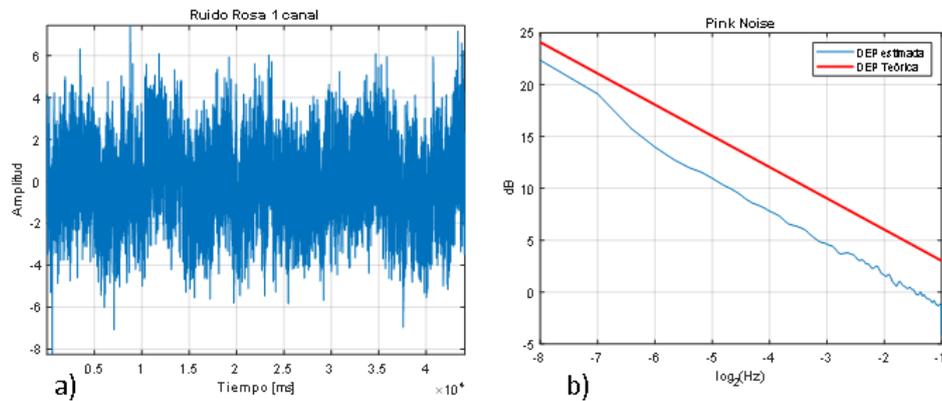


Fig. 15: Características del ruido rosa monocanal. a) Espectro de amplitud del ruido rosa. b) Densidad espectral de potencia del ruido rosa.

En la figura anterior se observa que la densidad espectral de potencia (DEP) teórica, del ruido rosa, es constante y con pendiente negativa. Comparándola con la DEP del ruido generado, ambas densidades son parecidas, se podría linealizar el resultado experimental, sin embargo, al ser lineal se pierde la sensación auditiva del efecto de lluvia por lo que se escoge el ruido con una DEP casi lineal. Para generar el efecto binaural utilizando ruido rosa, se generaron dos señales que cumplieran la condición de que la densidad espectral de potencia fuera inversamente proporcional a la frecuencia y que ambas señales se diferenciaron en 5 Hz en cada punto para generar el efecto binaural.

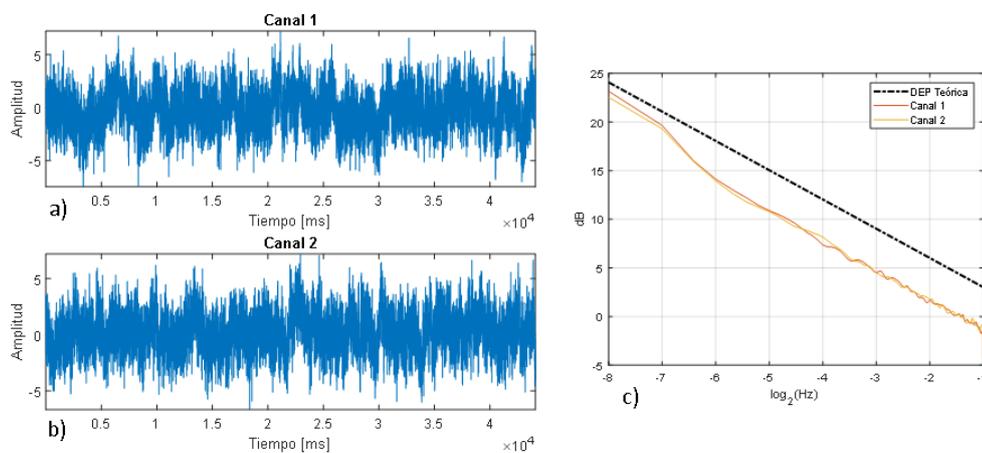


Fig. 16: Características del ruido rosa en dos canales. a) Espectro de amplitud del ruido rosa canal 1. b) Espectro de amplitud del ruido rosa canal 2. c) Densidad espectral de potencia del ruido rosa en ambos canales.

3.4. Desarrollo del circuito de EEG de 4 electrodos

En la siguiente figura se muestra el diagrama a bloques del sistema EEG, en donde los primeros bloques que son electrodos, acoplamiento, amplificación, filtrado y acondicionamiento; y adquisición A/D, corresponden a la arquitectura de hardware que se trata en este capítulo. Los bloques de DSP, almacenamiento y visualización; forman parte del procesamiento digital de la señal en el ordenador que se analizará posteriormente.

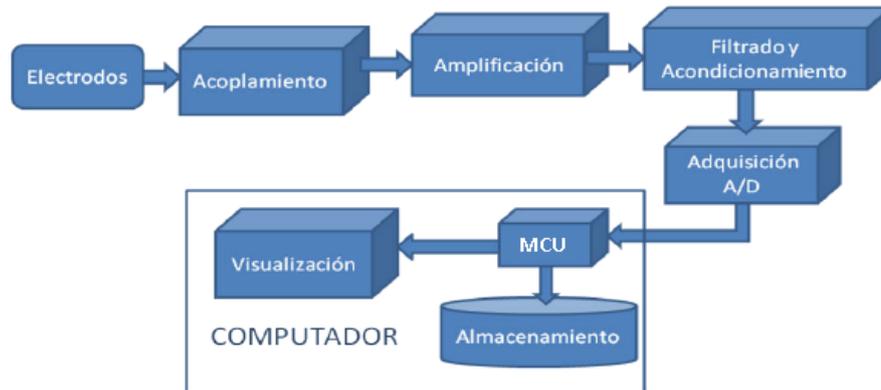


Fig. 17: Diagrama a bloques de funcionamiento del prototipo.

La arquitectura de hardware corresponde a la parte analógica y de adquisición de datos; posee además algunas características principales como el amplificador de instrumentación con una elevada ganancia y un gran rechazo al modo común, un filtro pasabanda de 0.5 Hz hasta 100 Hz, un convertidor analógico-digital de 10 bits y la transmisión de datos vía USB mediante el microcontrolador STM32.

ACOPLAMIENTO DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS

Para el acoplamiento de las señales bioeléctricas es necesario tener un elemento que haga de interfaz entre el cuerpo y el equipo de medida, este elemento es el electrodo. Es necesario tener en cuenta que por ellos fluirá una corriente, generalmente muy pequeña pero ineludible; además los electrodos forman una interfaz de transducción entre una corriente de naturaleza iónica generada por el cuerpo y una señal eléctrica transmitida al bioinstrumento.

3.4.1. Selección de electrodos

Los electrodos para la captación de las señales de EEG deben ser capaces de generar suficiente potencial que permita el procesamiento de la señal adquirida, en la tabla 2.1 se muestra los potenciales de los electrodos de diferentes tipos de materiales. Para efectos de estándares, el potencial del electrodo es valorado con respecto a la diferencia de potencial existente entre ese electrodo y el electrodo de hidrógeno en condiciones normales.

Tabla 3: Potenciales en electrodos de distintos tipos de materiales.

Material del electrodo	Potencial del electrodo (Volts)
Aluminio+++/Aluminio	-1,66
Titanio++/Titanio	-1,63
Cromio+++/Cromio	-0,7
Hierro+++/Hierro	-0,44
Níquel++/Níquel	-0,14
Plomo++/Plomo	-0,13
Hidrógeno+/Hidrogeno	0
Cobre++/Cobre	+0,34
Cobre+/Cobre	+0,52
Plata+/Plata	+0,80
Platino++/platino	+1,2
Oro+/oro	+1,7

Para este trabajo de investigación se utilizaron electrodos con copa de oro que son los convencionales para realizar estudios de EEG por lo que se considera un potencial de 1.7 V.

3.4.2. Acoplamiento de impedancias

Debido a las características que ofrece el amplificador operacional, el circuito de adaptación de impedancia comienza con la siguiente configuración de modo seguidor. Se debe tomar en cuenta que la resistencia de entrada de $10\text{ K}\Omega$, de los electrodos, se usa para limitar la corriente que ingresa al amplificador operacional. Esto ocurre cuando se conecta a una persona a un EEG y se somete a una terapia electroconvulsiva. Junto con el capacitor de 33 pF , forma un filtro pasabajo con una frecuencia de 100 KHz . Un diodo conectado a la señal del electrodo tiene la función de bloquear la tensión de entrada recibida del electrodo, es decir, tensión superior a 9 V o inferior a -9 V , evitando que dicho potencial pase por el circuito y provoque daños, descargado a la fuente a través de un diodo.

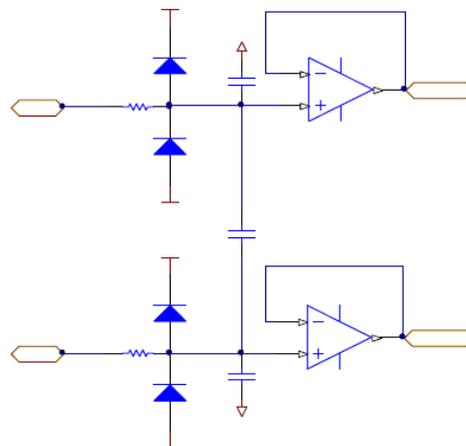


Fig. 18: Etapa de acoplamiento de entrada de la señal.

Este circuito permite acoplar una señal eléctrica de entrada desde la carcasa del electrodo al circuito prototipo de EEG. Esta etapa tiene una ganancia uniforme, sin inversión de fase ni polarización, y también actúa como un circuito ideal con una impedancia de entrada muy alta y una salida cercana a cero expresada mediante la siguiente fórmula:

$$V_0 = V_i$$

3.4.3. Electrodo de referencia

El electrodo de referencia se muestra en la figura 19 y se usa para amplificar el CMRR del amplificador de instrumentación recibido del divisor de voltaje del amplificador, que es la mitad de los 2.2 K Ω y es el resistor de ganancia de amplificación del AD620AN. Este enfoque no solo reduce el ruido, sino que también reduce la compensación de CC disponible en el sistema. Una señal COM del tablero de terminales permite conectar múltiples canales, proporcionando un electrodo de referencia común para todos los canales de EEG en el dispositivo. El electrodo de referencia está ubicado en el hueso mastoideo detrás de la oreja y utiliza una resistencia de 100 K Ω para limitar cualquier fuga de corriente, protegiendo al paciente.

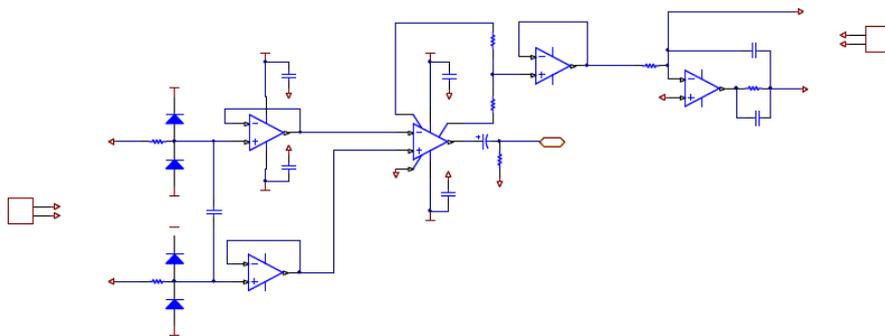


Fig. 19: Circuito para el electrodo de referencia

3.4.4. Amplificador de instrumentación

Considerando lo anterior, actualmente se propone una estructura de amplificador activo que permite alta impedancia de entrada y alto rechazo de modo común (CMRR), donde las resistencias diferenciales del amplificador están relacionadas de tal manera que la ganancia de modo común es cero.

A continuación se muestran las corrientes y voltajes del amplificador de instrumentación

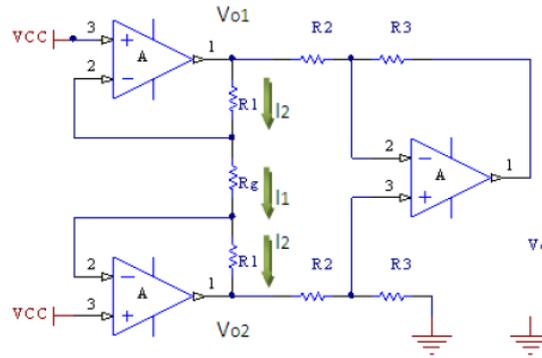


Fig. 20: Corrientes y voltajes de un amplificador diferencial.

Mediante la propiedad del amplificador operacional que asume que las corrientes de ingreso a la entrada positiva y negativa son prácticamente cero se tiene la siguiente relación matemática:

$$I_1 = I_2$$

$$\frac{V_{01} - V_{02}}{2R_1 + R_g} = \frac{V_1 - V_2}{R_g}$$

Por lo que al calcular la ganancia se obtiene:

$$V_0 = -\frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{2R_1}{R_g}\right) (V_1 - V_2)$$

3.4.5. Filtrado analógico y acondicionamiento de la señal de EEG

Se utilizaron filtros Sallen Key de segundo orden el cual utiliza dos resistencias, dos condensadores y un amplificador para crear un filtro bipolar de paso bajo o de paso alto.

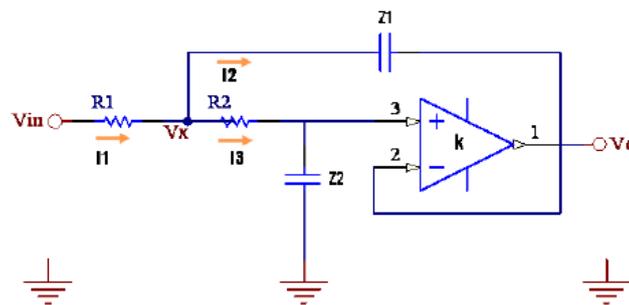


Fig. 21: Filtro Sallen Key de segundo orden.

Que tiene la siguiente función de transferencia:

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{k}{R_1 R_2 C_1 C_2 s^2 + [C_2(R_1 + R_2) + R_1 C_1(1 + k)]s + 1}$$

El filtro notch que se muestra en la siguiente figura se caracteriza para rechazar la frecuencia de 60 Hz de la línea de alimentación.

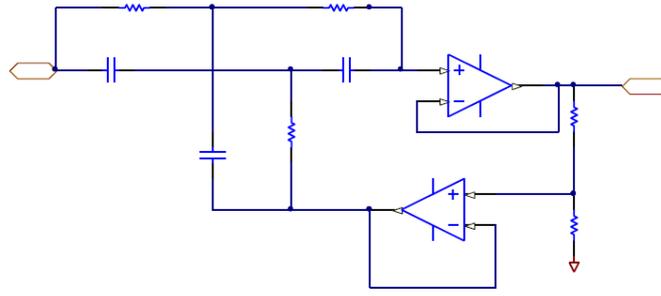


Fig. 22: Filtro Sallen Notch de 60 Hz.

Que haciendo el análisis resulta una función de transferencia de:

$$\frac{V_0}{V_i} = \frac{1 + (s\frac{RC}{2})^2}{1 + (4(1-k))s\frac{RC}{2} + s\frac{RC}{2})^2}$$

A continuación se diseña la etapa de amplificación de la señal del filtro de pasoalto. La señal de entrada de esta etapa pasa a través de un acoplador de impedancia. Esto tiene el efecto de evitar la caída de tensión en el amplificador operacional. En este circuito se diseña un amplificador sumador, la etapa de amplificación de la señal de entrada tiene una ganancia de 10, y también se le suma una compensación a esta señal mediante un diodo Zener con una resistencia de $1\text{ K}\Omega$ para estabilizar el voltaje. El desplazamiento se realiza para que la siguiente etapa se distinga del optoacoplador.

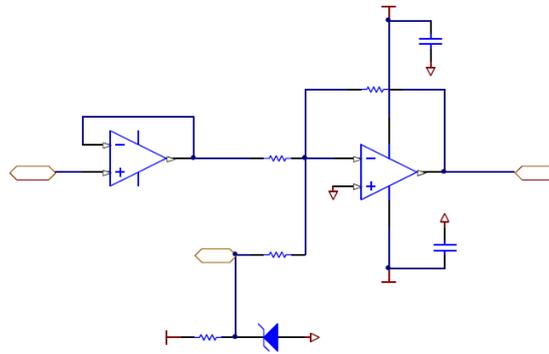


Fig. 23: Amplificación sumador inversor para el acondicionamiento óptico.

En la expresión (2.50) se muestra la relación entre la salida en función de la señal de entrada:

$$V_0 = -(V_i(\frac{R_F}{R_{I1}}) + V_{off}(\frac{R_f}{R_{I2}}))$$

Por lo tanto, al considerar la ganancia de la señal de entrada obviando la compensación, la ganancia de amplificación en esta etapa es:

$$\frac{V_0}{V_i} = -\frac{22\text{K}\Omega}{2\text{K}\Omega} = -10$$

El circuito optoacoplador utilizado es un fototransistor PC817, circuito integrado de cuatro pines; la siguiente imagen muestra los detalles de conexión de la etapa del

optoacoplador la cual muestra que en su entrada se conecta una resistencia de $1\text{ K}\Omega$, la misma entrada es para limitar la corriente que fluye por el optoacoplador, ahora se conecta al cátodo de la señal.

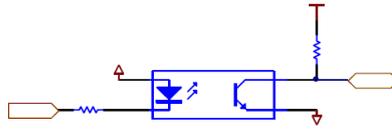


Fig. 24: Amplificación sumador inversor para el acondicionamiento óptico.

La siguiente figura muestra el esquema de compensación para la señal del filtro, agregando una compensación de $-2,7\text{ V}$ y amplificando negativamente el dispositivo, lo que da como resultado una señal con una compensación de $2,7$ en la salida del amplificador operacional. También muestra que los dos diodos están conectados a GND y VCC para evitar que el voltaje suba o baje de VDD cuando el convertidor A/D está conectado al microcontrolador, en cuyo caso el potencial se libera en la fuente.

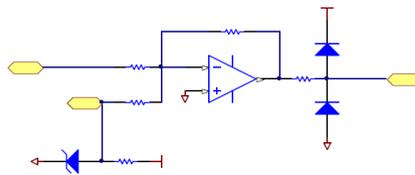


Fig. 25: Circuito de compensación.

Al analizar el circuito se tiene un voltaje de salida:

$$V_0 = -\left(V_i \left(\frac{R_F}{R_{I1}}\right) + V_{off} \left(\frac{R_f}{R_{12}}\right)\right)$$

Que al sustituir valores resulta:

$$V_0 = 2,7V - V_i$$

3.4.6. Acoplamiento AC mediante circuito frontal

Para la adquisición de la señal de EEG se utiliza el acoplamiento de ac mediante amplificadores con la configuración simple y novedosa frontal ya que se utilizaran solo cuatro electrodos para determinar el BIS.

Para grandes ganancias en la etapa de entrada, este circuito logra una alta relación de rechazo de modo común (CMRR) sin recorte [37]. Además, el ruido de entrada equivalente depende solo de los dos amplificadores operacionales que componen el amplificador diferencial completo. Estas son propiedades codiciadas para los potenciadores de biopotenciales, pero el voltaje de compensación del electrodo limita la ganancia general a valores moderados [2]. La situación es aún peor en aplicaciones de bajo voltaje, como los amplificadores alimentados por batería o, como en este caso, voltajes pequeños provenientes de los biopotenciales del EEG.

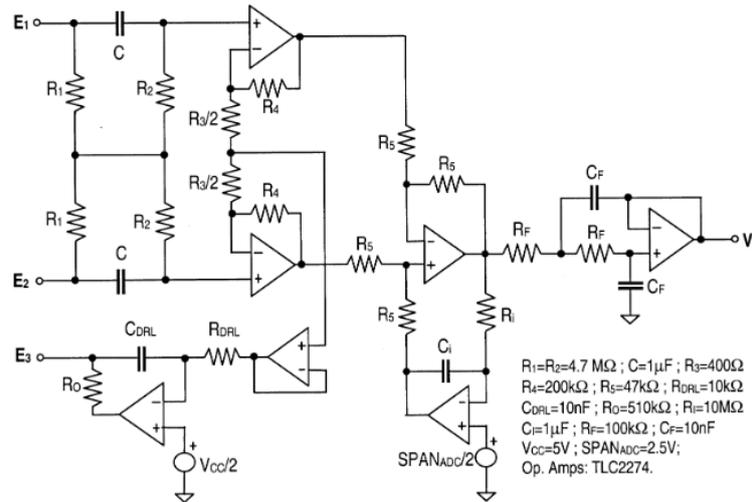


Fig. 26: Circuito amplificador con dos etapas de acoplamiento de CA, una etapa de entrada pasiva y un circuito de supresión de CC activo [37].

3.4.7. Conversión A/D usando el microcontrolador STM32

En la etapa de conversión analógico-digital de la señal preamplificada y filtrada, se selecciona un microcontrolador apropiado, que recibe y convierte la señal analógica en una señal digital que se envía a una computadora a través de la interfaz USB para su posterior análisis.

Descripción de funcionamiento

El programa está realizado en lenguaje C y se implementa sobre el compilador STM32 que a continuación se detalla brevemente sobre el funcionamiento y configuración del programa de conversión analógico digital de la señal acondicionada y amplificada del EEG, y la comunicación serial virtual hacia la PC. El programa inicia, con la configuración de los pines de entrada y salida para la señal, analógica y digitales, además se inicia los valores de las variables globales, también se configura el oscilador de 20 MHz, para que corra a 48 MHz, mediante la el registro multiplicador de frecuencia PLL, cabe recalcar que a esta frecuencia de funcionamiento, los microcontroladores ejecutan una instrucción por cada cuatro ciclos de reloj, entonces en realidad el MCU corre a 12 MHz por instrucción. A continuación se explica el multiplexado que realiza las entradas del convertidor, de modo que con un sólo convertidor podemos medir los datos de diferentes canales de entrada. Puesto que el mismo convertidor está midiendo diferentes canales, su frecuencia máxima de conversión será la original dividida por el número de canales muestreados. Luego de realizar la configuración de la tasa de muestreo del conversor a 10 Bits, para las señales del EEG, se configura la interrupción del contador interno TMR0, el mismo que nos dará la tasa de envío a la PC, mediante el puerto serial a una frecuencia de 303 Hz por trama de datos ya muestreados. Posteriormente de realizar todas las configuraciones necesarias, el muestreo, cuantización y envío de datos por el puerto USB, configurado como puerto serial virtual. Arranca el programa con la interrupción del TMR0 cada 300 Hz, donde se envía los valores del ADRESH y ADRESL de las dos muestras consecutivas, y esto lo hacemos para cada uno de los doce canales, además hay que tomar en cuenta que la trama envía un carácter “k”, que sirve para

sincronizar en el programa de recepción en LabVIEW, y así sacar la frecuencia de las señales que se envían hacia la PC, el programa muestrea cada uno de los doce canales, guarda los valores en una variable tipo arreglo, y espera hasta la interrupción del TMR0 para enviar la trama de todos los valores.

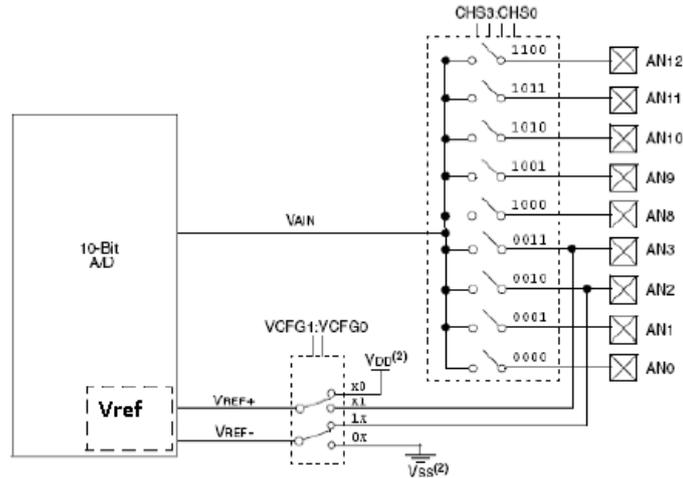


Fig. 27: Topología interna del multiplexado que realiza el convertidor analógico digital.

3.4.8. Cálculo del índice biespectral (BIS)

El primer paso para calcular el valor BIS es adquirir una señal EEG. Esto se hace mediante la fijación de cuatro electrodos colocados en la superficie de la piel permitiendo una buena conducción eléctrica con baja impedancia.

La configuración utilizada es de referencia unilateral con el electrodo en la posición FT9 (región temporal anterior) y el electrodo de referencia en la posición FPz (polo anterior) [38]. Esto revela que las ondas derivadas de EEG son de un solo canal (izquierda o derecha dependiendo de la posición del electrodo frontotemporal). La señal del electrodo en la posición AF7 se usa como entrada en el algoritmo BIS para aumentar su cálculo en presencia de actividad electromiográfica (EMG), y el electrodo FP1 (tierra virtual) está diseñado para aumentar el rechazo del modo común.

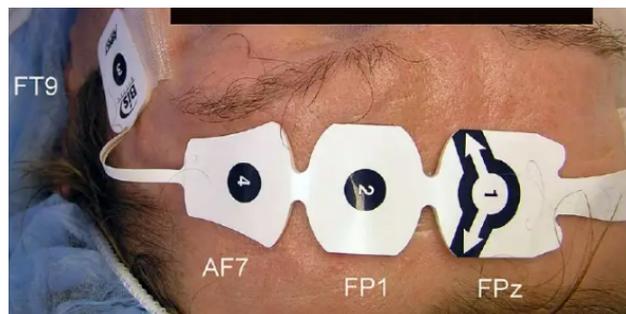


Fig. 28: Sensor BIS de 4 electrodos colocados en la frente del durmiente y corresponde al montaje bipolar en el sistema internacional 10–20 [38].

El procesamiento de la señal y cálculo del BIS se realiza como se sintetiza en el siguiente diagrama.

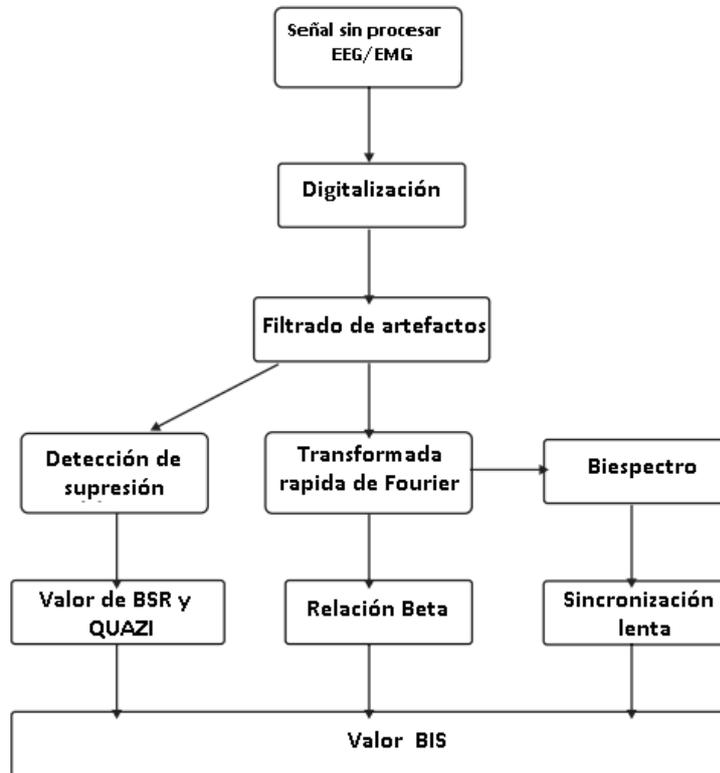


Fig. 29: Diagrama a bloques del proceso para el cálculo del BIS.

DIGITALIZACIÓN

La digitalización se realiza después de la adquisición y amplificación de señal, la señal analógica capturada se presenta en forma de intervalos (frecuencia expresada en Hz) de modo que las desviaciones de cada onda están definidas por una serie de valores concretos positivos o negativos dependiendo del momento de la recolección de datos. La frecuencia de los datos recopilados es esencial para obtener una señal digitalizada segura ya que, según el teorema de Nyquist [39], debe ser superior al doble de la frecuencia máxima de la señal analizada. Las frecuencias máximas de la señal EEG se consideran de 2 a 40 Hz, por lo tanto, se utiliza una frecuencia de muestreo de 90 Hz ya que si la frecuencia de las muestras es pequeña, existe el riesgo de convertir erróneamente una onda analógica rápida en una onda digitalizada lenta.

FILTRADO DE ARTEFACTOS

Después de la digitalización, la señal se procesa para el reconocimiento de artefactos que son producidos por señales que excedieron el límite dinámico del amplificador, como las señales provenientes del EMG tanto de los músculos de la frente como del movimiento de los ojos. Estas señales son identificadas en lapsos (divisiones temporales finitas de registro de dos segundos de duración, en el caso BIS) y luego son rechazados mediante un algoritmo de rechazo a partir de un umbral. Para ello se utiliza la señal del canal AF7 que mide el movimiento del músculo epicraneal y

el músculo depresor de la ceja. Posteriormente, se calcula el valor cuadrático medio (RMS), punto por punto, de la señal filtrada usando una ventana de 2 segundos. El umbral se calcula multiplicando la desviación estándar de la señal filtrada por una constante, normalmente $\mu = 1,5$ [40].

$$Z_j = \frac{RMS_j - \mu(RMS_j)}{RMS_j} \quad (5)$$

Donde Z_j es valor normalizado promedio de las raíces cuadráticas medias para N número de lapsos de todas las señales RMS_j . El umbral T para realizar el rechazo, se calcula mediante la siguiente expresión:

$$T = Z_n + \mu(Z_n) \quad (6)$$

Finalmente la señal RMS del intervalo para cada onda se compara con el umbral T calculado, si la señal sobrepasa el umbral entonces es rechazada.

ANÁLISIS TEMPORAL Y DERIVACIÓN DE PARÁMETROS.

La señal EEG después de la digitalización y el filtrado de artefactos son tratados matemáticamente, sin embargo, en este momento las alteraciones en voltaje solo se evalúa en el dominio del tiempo. A partir de estos parámetros (voltaje y tiempo), muchos análisis estadísticos se llevan a cabo dando como resultado variables importantes. Para el análisis estadístico de estos datos en el dominio del tiempo es necesario saber que EEG no es una señal determinista, en otras palabras, no es probable predecir sus valores a futuro, por lo tanto, los valores solo se predicen previamente debido a una probabilidad de distribución de amplitudes observadas en la señal.

En el cálculo del BIS no se utiliza ningún parámetro derivado del estricto análisis estadístico temporal, por lo tanto, su generación es también basado en dos mediciones de ondas EEG: La relación de supresión de ráfagas (BSR) y el índice de supresión QUAZI.

RELACIÓN DE SUPRESIÓN DE RÁFAGAS

La tasa de supresión se define como intervalos de más de 0,5 segundos en cuyo voltaje del EEG está por debajo de $0,5 \mu V$. Debido a la naturaleza especialmente variable (no estacionaria) de la tasa de supresión, se calcula en promedio durante un intervalo de al menos 30 lapsos (60 segundos) [41]. La relación de supresión normal es cero [42], por lo que se guardan cada 60 segundos de la señal adquirida en un vector registro y se aplica detector de umbral de $0.5 \mu V$.

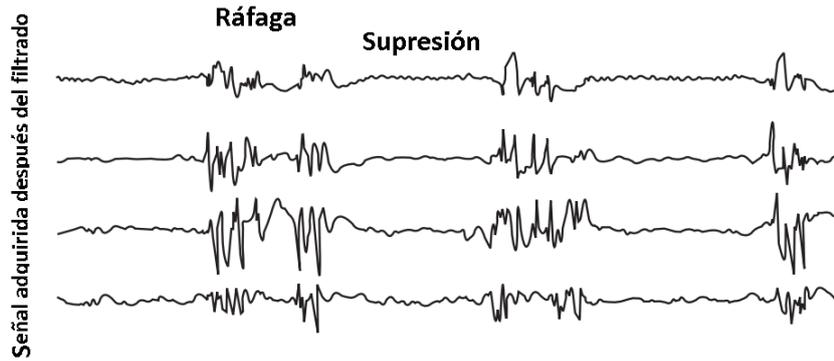


Fig. 30: Identificación de ráfagas y supresión presentes en la señal adquirida filtrada.

TASA DE SUPRESIÓN DE QUAZI

La tasa de supresión de QUAZI [43] se utiliza para descubrir la presencia de tasas de supresión en presencia de un voltaje errático en la línea de base. La tasa QUAZI incorpora información de ondas lentas ($< 1,0$ Hz), derivadas del dominio de la frecuencia para detectar la actividad de tasas superpuestas sobre estas ondas lentas que de alguna manera contaminarían el algoritmo original de supresión de ráfagas, superando los criterios de tensión establecidos para definir el silencio eléctrico. Con este índice, se detectan ciertos periodos de supresión que no podrían ser descubiertos con criterios estrictos de silencio eléctrico (mayores a $5 \mu V$) impuestos por definición de tasa de supresión de ráfagas, es por ello que en el filtrado se consideran señales con frecuencias mayores a 2 Hz para evitar la presencia de ondas lentas y no solo señales de EMG.

ANÁLISIS DE FRECUENCIA Y PARÁMETROS DERIVADOS

Antes de realizar el análisis de frecuencia y para evitar errores en la interpretación posterior de las ondas, debido a rupturas artificiales en la alineación continua en lapsos, cada lapso se analiza según la ventana de Blackman, que reduce las distorsiones relacionadas con la contaminación por artefactos de frecuencia creados por transiciones abruptas en extremos de cada lapso.

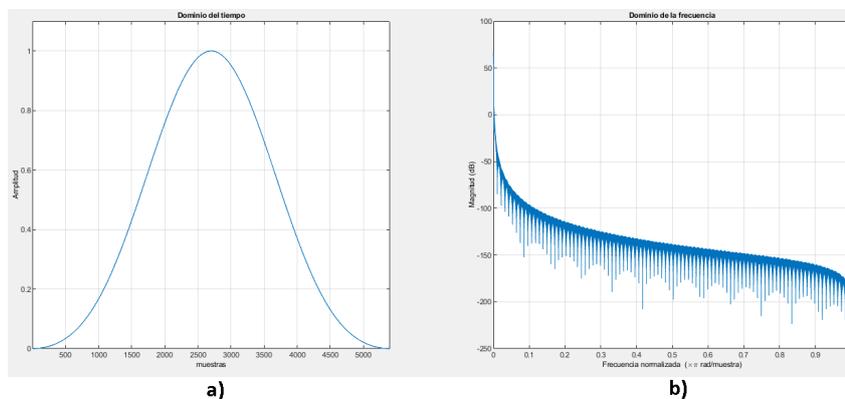


Fig. 31: Ventana de Blackman. a) Comportamiento de amplitud en el dominio del tiempo para un total de 5400 muestras correspondientes a un registro de 30 lapsos(60 segundos) b) Magnitud en el dominio de la frecuencia.

Después de aplicar el ventaneo, se trata matemáticamente a través del análisis de Fourier. Este algoritmo permite un cálculo eficiente de datos digitalizados y se presenta gráficamente como un histograma de potencia en el dominio de la frecuencia, descartándose la fase del espectro. El análisis cuantitativo de la señal obtenida mediante la transformada rápida de Fourier permite la identificación de algunos patrones generales, llamadas bandas, donde cada una está definida por un intervalo de frecuencias que representan las ondas cerebrales. El espectro de potencia de cada lapso se calcula por el algoritmo de la transformada rápida de Fourier de Cooley y Tukey [44] y apéndice C.3 en el intervalo de 0.5 – 45.5 Hz como lo detalla el siguiente pseudocódigo:

Tabla 4: Pseudocódigo del algoritmo de Cooley-Tukey para el cálculo de la FFT

Requiere:	Señal ' y_j ' correspondiente al registro de la señal filtrada.
	Número de muestras
	Número de filas y columnas del registro
Aplicar:	FFT a las columnas del registro
	Calcular el factor de giro
	Calcular magnitudes de la matriz de coeficientes
	Guardar los valores en un vector resultados

Las diferencias de las varianzas se calcularon mediante la prueba F [45] y los valores promedio mediante la prueba para comparaciones múltiples de Scheffé [46].

POTENCIA β RELATIVA

El parámetro de análisis de frecuencia que utiliza BIS es la tasa relativa β , que se define como:

$$\log(P_{30-47}Hz/P_{11-20}Hz) \quad (7)$$

En otras palabras, es el logaritmo del cociente entre la suma de energías espectrales (amplitud de onda expresada como voltaje al cuadrado) de bandas de frecuencias provenientes de la FFT y del ventaneo de Blackman, así, tenemos una banda de baja frecuencia (11-20 Hz).

ANÁLISIS BIESPECTRAL

El análisis biespectral incorpora información sobre la fase relacionados con el inicio del lapso considerada, a partir de las diferentes frecuencias obtenidas. En un modelo simplista, cuanto mayor sea el grado de acoplamiento de las frecuencias, menor será el número de neuronas activas [47]. El biespectro se calcula multiplicando tres valores frecuenciales, el valor de las frecuencias primarias f_1 y f_2 por el valor de la frecuencia de modulación (f_1+f_2).

$$Triple \text{ produco} : Tp_j(f_1, f_2) = X_j(f_1)X_j(f_2)X_j * (f_1 + f_2) \quad (8)$$

Donde j se refiere al número de lapsos, $X_j(f_k)$ representa un valor complejo calculado con la transformada de Fourier de j^n lapsos [48]. Al final, el BIS se obtiene del valor absoluto de la suma de los resultados del triple producto para cada una de los lapsos, como se muestra en la siguiente ecuación:

$$B(f_1, f_2) = \left| \sum_{j=1}^n T p_j(f_1, f_2) \right| \quad (9)$$

3.5. Desarrollo del circuito de frecuencia cardíaca

Se establece el diseño de los circuitos que constituyen el oxímetro de pulso tomando como base que a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR (hemoglobina reducida o desoxigenada) que por la HbO₂ (hemoglobina oxigenada), y a una longitud de onda de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO₂ que por la HbR.

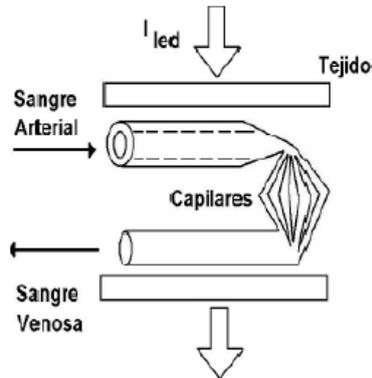


Fig. 32: Modelo de la situación del punto de prueba para la medición de la SpO₂ (saturación de oxígeno arterial).

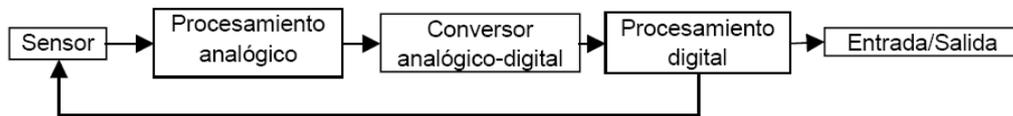


Fig. 33: Diagrama a bloques de la medición de Oximetría.

Dado que la frecuencia de 1 KHz es suficientemente mayor a la frecuencia del pulso arterial, se elige ésta, así como anchos de pulso de 50 μ s

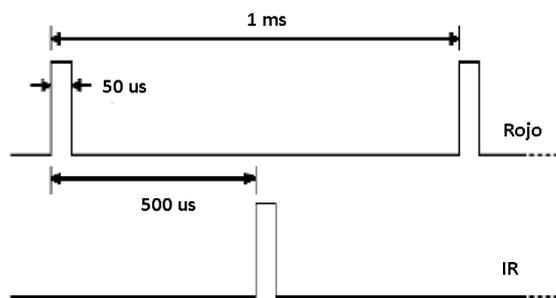


Fig. 34: Señales de temporización para la excitación de los LEDs.

En este punto en el circuito, la señal es alimentada hacia dos secciones idénticas, correspondientes a cada una de las longitudes de onda. Debido a que la información

se manifiesta en forma de pulso, se requiere un circuito de muestreo y voltaje sostenido para reconstruir las formas de onda en cada una de las longitudes. Las señales resultantes representan por tanto la información cardíaca sincrónica en las formas de onda que es posteriormente amplificada y convertida a formato digital para un posterior análisis en el microprocesador

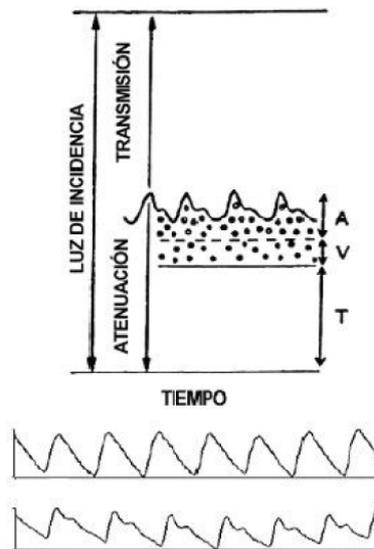


Fig. 35: Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la (A) sangre arterial, (V) sangre venosa y (T) tejidos. y las gráficas muestran las señales pulsátiles típicas detectadas.

La salida de cada circuito sample and hold es luego dirigida hacia circuitos de filtrado pasa bajos. Esta es la primer etapa de del circuito de control automático de ganancia (AGC), el cual ajusta la intensidad de la luz del LED correspondiente de tal forma que el nivel de D.C. permanece en el mismo valor (2V) sin considerar el grosor o las características de la piel del dedo del paciente.

3.5.1. Sensor óptico

Para la realización de este proyecto se ha utilizado el sensor de fotopletismografía que integra una pinza para la introducción del dedo con dos LEDs emisores (rojo e infrarrojo) y un único fototransistor que será el sensor receptor de la luz emitida.



Fig. 36: Sensor óptico.

Los pines 2 y 3 del adaptador irán conectados a los pines digitales de la STM32, y como se explica más adelante, irán conmutando sus estados para provocar el encendido de los LEDs rojo e infrarrojo alternativamente, en cortos espacios de tiempo y obtener así mediciones con las dos señales provenientes de cada LED.

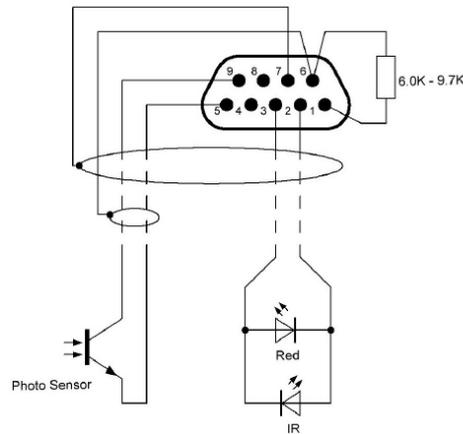


Fig. 37: Distribución de pines en el adaptador.

3.5.2. Multiplexado de la señal de LED's

La introducción de una etapa de multiplexado permitirá separar las muestras procedentes del LED rojo, de las del LED de infrarrojo, si no se tiene en cuenta este detalle, al final del circuito de acondicionado se estaría introduciendo en la placa STM32 la mezcla de las dos señales, roja e infrarroja produciendo errores en las medidas de oxígeno y pulso.

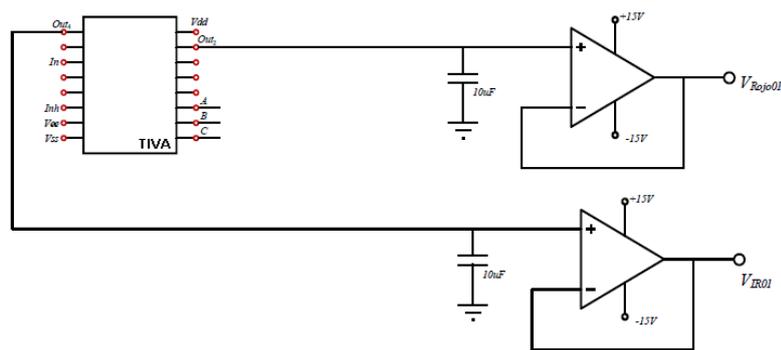


Fig. 38: Multiplexado de las señales roja e infrarroja.

A la salida del multiplexado de la señal, el osciloscopio muestra una señal ruidosa y con muy baja amplitud, por ello se ha de implementar un filtro paso bajo a una frecuencia de corte de 10 Hz y con una ganancia lo suficientemente grande para obtener una señal con la amplitud deseada y con bajo ruido, sin llegar al punto de saturar el operacional.

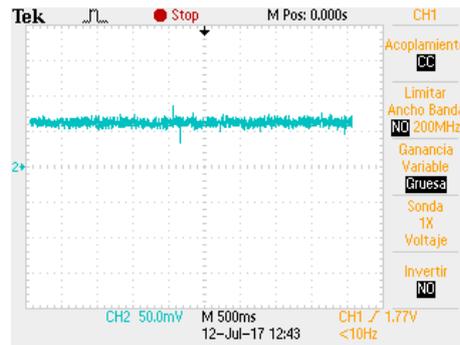


Fig. 39: Señal de salida del seguidor de tensión.

FILTRO PASO BAJOS DE LA SEÑAL.

Una vez la señal sea limpia y precisa, se amplificará para que el microcontrolador sea capaz de realizar los cálculos que sean convenientes para determinar los valores de la saturación de oxígeno en sangre y las pulsaciones por minuto de cada individuo a través del código desarrollado. Será necesario disponer de un filtro paso bajo con una frecuencia de corte adecuada, para visualizar una señal de salida sin ruido debido a la alimentación eléctrica 60 Hz y sin el ruido que introducen los distintos músculos del cuerpo o la acción de respirar, aproximadamente a los 100 Hz. Como la banda de trabajo de los pulsioxímetros se encuentra entre 0 y 10 Hz, la etapa filtro paso bajo tendrá una frecuencia de corte a los 10 Hz y una ganancia suficiente para visualizar una señal con una amplitud óptima a su salida (40dB). Consistirá en un filtro Sallen-key de segundo orden y con una ganancia de tensión igual a 100, para visualizar a la salida la señal cardíaca del corazón. Para su diseño se ha utilizado el programa Filter-Pro, eligiendo componentes con los valores normalizados de la clase E12, para obtener los parámetros de filtrado deseados

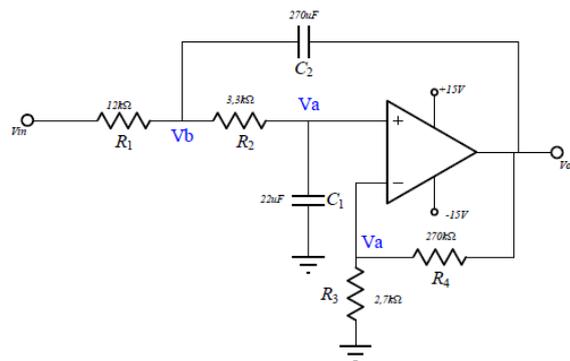


Fig. 40: Filtro Sallen-key paso bajo.

COMPENSACIÓN DE VOLTAJE.

Los datos experimentales a la salida de la etapa del filtro paso bajo de la señal roja, se han medido en el laboratorio obteniendo valores máximos de 7 V, estos valores de tensión no deben ser introducidos a la placa STM32 debido a que su convertor analógico digital es de 10 bits, y sólo recoge valores de tensión máximos de 5 V, este inconveniente se corrige con una etapa restadora no inversora, para ello se

ha elegido un amplificador integrado de instrumentación, el AD620, que proporciona al diseño mayor sencillez y que introduce errores de ruidos mínimos.

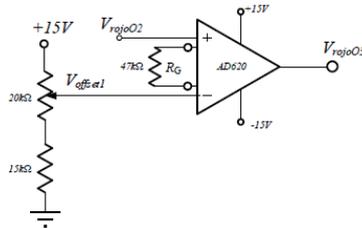


Fig. 41: Circuito de corrección de compensación.

La función de transferencia de la etapa que corrige el nivel de la componente continua proveniente del filtro paso bajo es la siguiente:

$$A_v = \frac{V_{rojoO3}}{V_{rojoO2} - V_{comp}} = \frac{49,4k\Omega}{R_G} + 1 = 2,05$$

Asignando un valor de 47 kΩ a la resistencia colocada entre los terminales de R_G del amplificador de instrumentación AD620, se consigue una ganancia que multiplica por dos el valor de la señal diferencial entre ambos terminales de entrada. Para la corrección de compensación se dispone de un divisor de tensión colocado en el terminal negativo del operacional, de esta manera se resta una parte de la componente de tensión continua de la señal V_{rojoO2} . No se elimina toda, porque la señal de entrada a la STM32 ha de ser positiva; es decir comprendida entre 0 y 5 V. El potenciómetro permite ajustar el valor para obtener una señal a la salida de la etapa con una amplitud y un nivel de continua idóneos para ser adquiridos sin ningún problema por el microcontrolador:

Diseño completo del acondicionamiento de las señales.

El circuito implementado replicaría cada una de las etapas explicadas anteriormente para las muestras roja e infrarroja, y quedaría de la siguiente manera:

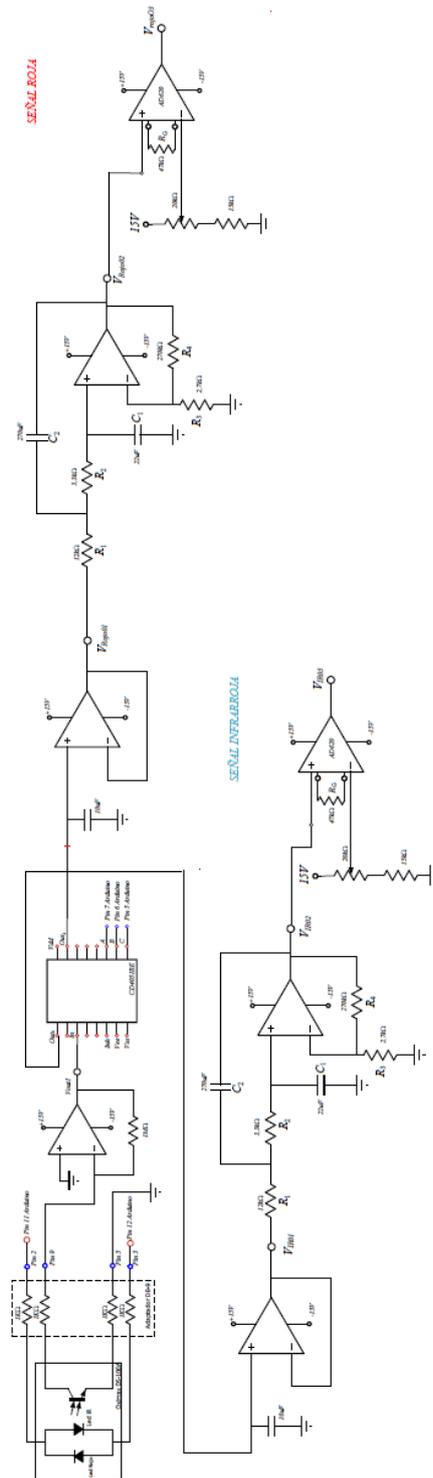


Fig. 42: Circuito final de pulsioximetría.

3.5.3. Algoritmo de detección de frecuencia cardíaca

Para determinar la frecuencia cardíaca a partir de la señal de pulsioximetría, se utiliza el algoritmo de Pan-Tompkins. El algoritmo de Pan-Tompkins es utilizado para determinar la frecuencia cardíaca de una señal de ECG, sin embargo, se utiliza, en este trabajo de investigación, el algoritmo para determinar la FC proveniente de una señal de pulsioximetría ya que se aplica una serie de filtros para enfatizar el

contenido de frecuencia de la señal y eliminar el ruido de fondo. Luego, la señal se eleva al cuadrado para amplificar la contribución de los valores más altos y, finalmente, se aplica un umbral adaptativo para detectar picos en la señal filtrada [49].

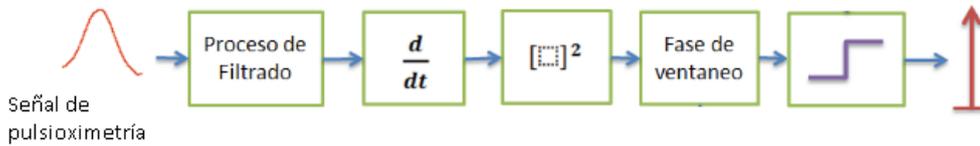


Fig. 43: Descripción del proceso del algoritmo de Pan-Tompkins.

Primero, se aplica un filtro de paso de banda para aumentar la relación señal-ruido. Se usa un ancho de banda de filtro de 2 a 15 Hz para maximizar la contribución de las señales pulsadas y reducir el ruido mecánico, la desviación de la línea de base y el ruido de la línea de alimentación. Un algoritmo propuesto por primera vez en 1985 utiliza filtros de paso bajo y paso alto en cascada para obtener un filtro de paso de banda, lo que reduce el costo computacional y permite la detección en tiempo real al tiempo que garantiza que los valores no cambien. El ancho de banda oscila entre 5 y 12 Hz, lo que se acerca bastante a nuestros objetivos de diseño. Posteriormente se realiza, para una señal muestreada a 200 Hz, un filtro derivado de 5 puntos con ganancia de 0,1 y un retardo de procesamiento de 2 muestras. Una vez derivada la señal, se eleva al cuadrado para mejorar los picos dominantes de mayor valor y reducir la posibilidad de reconocer erróneamente el valor pico cuando hay un pulso diastólico. Luego, se aplica un filtro de media móvil para proporcionar información sobre la duración del pulso y el número de muestras a promediar se elige para promediar en ventanas de 150 ms. La señal, así obtenida, se denomina señal integrada. Finalmente, para reducir la posibilidad de seleccionar erróneamente un pico de ruido como pulso, cada amplitud de pico se compara con un umbral que considera la información disponible sobre la señal de pulsioximetría y se calcula el tiempo de duración entre dos pulsos para determinar la frecuencia cardíaca por minuto.

3.6. Desarrollo de aplicación móvil

Para la generación del ruido rosa binaural se desarrolla una aplicación móvil.

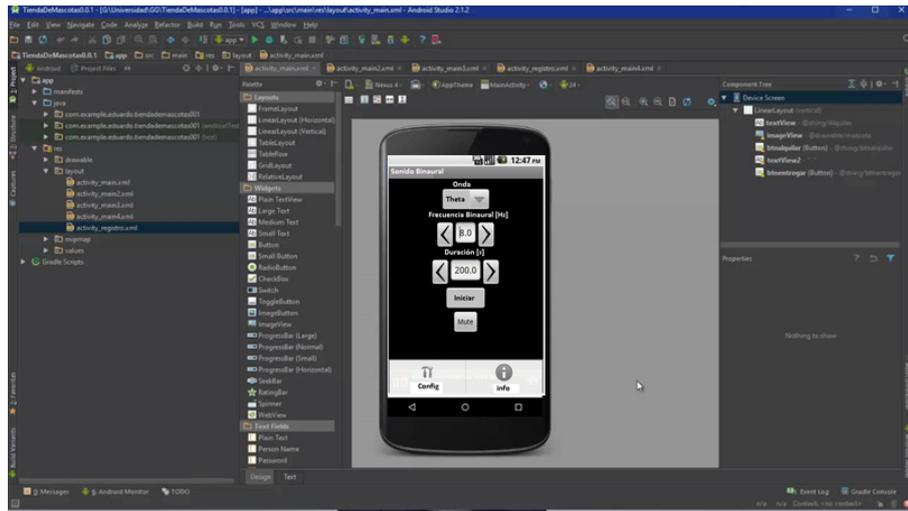


Fig. 44: Interfaz de diseño de Android Studio.

Se agregaron listas desplegables para que el usuario ingrese.

- Frecuencia Binaural
- Duración del sonido
- Botón de inicio
- Botón de Mute

A partir de la frecuencia seleccionada, la aplicación genera la onda cerebral correspondiente y viceversa, al seleccionar una onda cerebral, la aplicación se configura con la frecuencia binaural correspondiente.

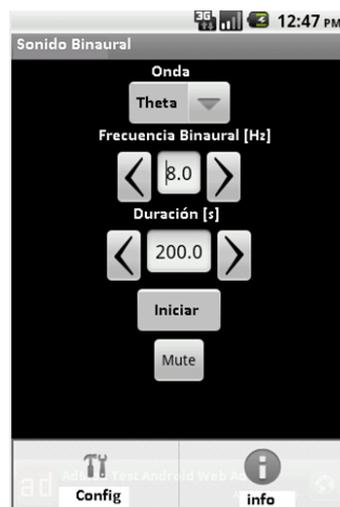


Fig. 45: Interfaz de usuario de la aplicación móvil.

Dentro del algoritmo de la aplicación se incluyen la combinación de el ruido rosa por canal con diferencias dependiendo de la selección del usuario para dar el efecto binaural.

3.7. Desarrollo de la prueba en voluntarios

Mediante la aplicación móvil desarrollada para la estimulación, se escogieron de un total de 19 voluntarios a 12 enfermeros (4 mujeres y 8 hombres) con jornadas de trabajo nocturnas, sin problemas de insomnio, con una hora de dormir de 10:00 am a 11:30 am, que no toman café con frecuencia, sin problemas de hipertensión ni diabetes y con un intervalo de edad de 22 a 41 años. Para cada voluntario se realizaron cuatro experimentos repetidos dos veces, descritos detalladamente en el artículo *Binaural sound stimulation at pink noise frequencies to reduce sleep consolidation time and its effects on bispectral index (BIS)* en una habitación de una clínica quirúrgica, libre de ruido y luz, en una cama hospitalaria en posición decúbito supino y con una humedad y temperatura de 45% y 20 grados Celcius respectivamente. Cada experimento se realiza en la hora habitual de dormir de cada voluntario, colocando los auriculares y el sensor de índice bispectral en la frente. En cada experimento, se colocaron auriculares a los voluntarios sin estimular auditivamente y sin mencionarles el tipo de estimulación que recibirían, se pide que trataran de dormir y se registraron los valores del BIS hasta llegar a un valor de 60, éste valor, según las referencias consultadas, representa un estado 3 del sueño en donde comienza el sueño profundo 10 minutos después de iniciado el sueño ligero, por lo que se toma el tiempo en llegar a un valor de 60 en el BIS y se restaron 10 minutos para determinar el tiempo que tardaban los voluntarios en conciliar el sueño ligero. El primer experimento fue usar auriculares sin hacer ningún sonido, llamado "sin ruido", y esto permite a los voluntarios conciliar el sueño en un horario normal [50]. Las pruebas segunda, tercera y cuarta se realizaron con un día de diferencia, y los voluntarios fueron estimulados con ruido rosa y sonidos binaurales, ambos sumados hasta 30 decibelios, para determinar el tiempo de consolidación de cada sueño ligero.

4. Pruebas y análisis de resultados

Para realizar los experimentos en los 12 voluntarios, primero se realizaron pruebas de funcionamiento de manera separada para la adquisición de frecuencia cardíaca y de las señales de ECG a 4 electrodos BIS y al final pruebas en conjunto como se describe a continuación.

1. Pruebas del sensor de FC
2. Pruebas de adquisición del BIS
3. Pruebas de sonido
4. Prueba final con todos los circuitos integrados y estimulación auditiva en 12 voluntarios

4.1. Pruebas y resultados del sensor de FC

Se realiza la prueba con un voluntario, 20 minutos acostado en una camilla mediante el circuito de adquisición diseñado y construido, se utiliza la interfaz de LabView para el despliegue de la señal y el valor de la frecuencia cardíaca utilizando el algoritmo de Pan-Tompkins.



Fig. 46: Resultados de la señal de pulsioximetria en el programa de LabView.

Para comprobar el resultado de la frecuencia cardíaca se utiliza, a la par, un monitor de signos vitales, aquí se realiza la primera retroalimentación del sistema, ya que el promedio de dos pulsos para determinar la FC resultó muy inestable a los movimientos del sujeto de prueba, por lo que se cambió el número de muestras iniciales a 12 para promediar y desplegar el valor de FC, lo que mejora significativamente la estabilidad al movimiento. Una vez realizado los cambios, se realiza una segunda prueba de 10 minutos en otro voluntario con ayuda del monitor de signos vitales para corroborar resultados. Al observar un buen funcionamiento, se prosigue a comprobar el funcionamiento del sistema de adquisición de EEG-BIS.

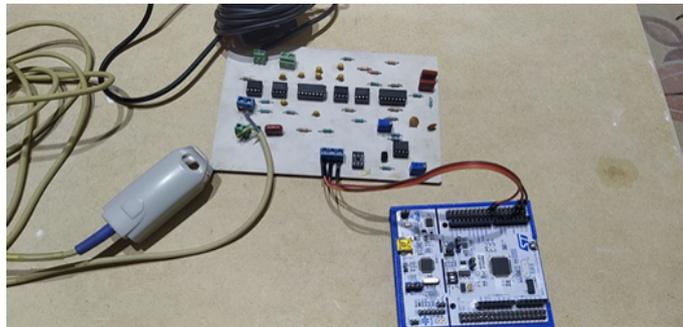


Fig. 47: Circuito final y adquisición de datos.

4.2. Pruebas y resultados de la adquisición del BIS

De igual forma, se realiza la prueba con un voluntario, 20 minutos acostado en una camilla mediante el circuito de adquisición diseñado y construido, se utiliza la interfaz de LabView para el despliegue de la señales de EEG y el valor del índice biespectral.

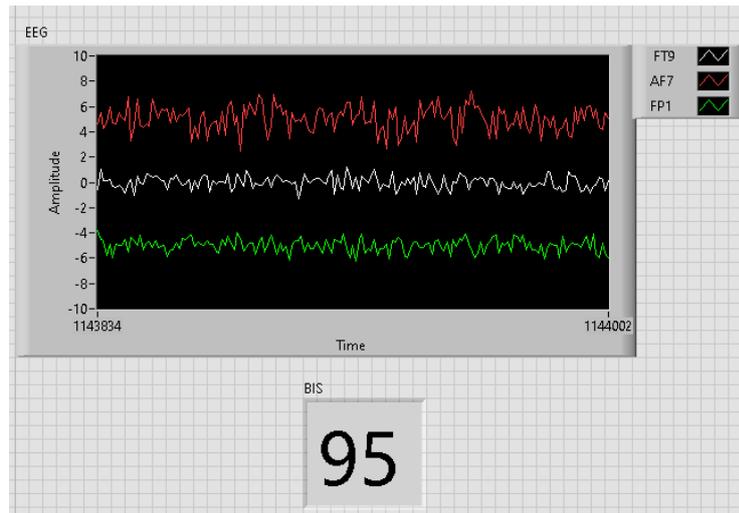


Fig. 48: Resultados de la adquisición del EEG a 4 electrodos. La señal en rojo proviene del electrodo AF7 detector de movimiento muscular, la señal en verde del electrodo FP1, la señal en blanco del electrodo FT9 y el indicador numérico es el valor del BIS después del procesado de las señales. Prueba realizada en una persona despierta.

Para comprobar el resultado del BIS se utiliza un monitor especializado BIS prestado en la clínica donde se llevaron a cabo los experimentos, los resultados variaban mucho en comparación con el equipo BIS, sin embargo el problema eran los electrodos ya que el equipo BIS presentaba unos electrodos específicos por lo que se toma la decisión de utilizar los mismos electrodos con los que se obtuvieron valores constantes pero aún diferían en 15 puntos, se realiza un ajuste en el programa cambiando el valor del promedio y del ventaneo, sin embargo, la diferencia seguía presente, como el algoritmo y la adquisición del sistema BIS es nueva y aún esta en patente, no se encuentra información sobre el proceso completo de adquisición. Para solucionar este inconveniente se realiza una compensación constante de 15 puntos sobre el valor obtenido, con ello los valores llegaban a diferir en 1 punto como máximo. Una vez comprobado el sistema de adquisición BIS, se prosigue a comprobar el sonido para la estimulación.



Fig. 49: Electrodo usados al final debido a inconsistencias en los resultados.

4.3. Pruebas y resultados del sonido generado

Se realiza la prueba de sonido con un voluntario, 10 minutos acostado en una camilla y, mediante audífonos alámbricos colocados en sus oídos, se estimula con el sonido binaural en frecuencias de ruido rosa mediante la aplicación desarrollada a una intensidad de 30 dB. En este caso, no hubo ningún cambio en la programación o aplicación. Los resultados se desplegaron en Matlab para ambos canales auditivos.

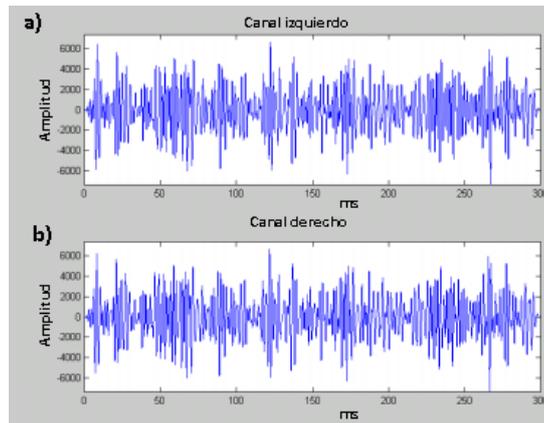


Fig. 50: Señales de audio del sonido binaural en ambos canales con diferencias de 3 y 10 Hz respectivamente. a) Ruido rosa generado en el canal izquierdo. b) Ruido rosa generado en el canal derecho.

Para garantizar el nivel de intensidad de 30 dB se coloca un micrófono a una distancia de 3 cm de los auriculares y se utiliza una aplicación móvil de sonometría para determinar el nivel de decibelios a la que se transmite el sonido. El dispositivo móvil utilizado tiene una regulación de volumen dividida en 15 intensidades visuales como se muestra en la siguiente figura:



Fig. 51: Representación visual de el control de volumen del dispositivo móvil con 15 divisiones.

Se registraron los valores de decibelios para las primeras 5 divisiones y determinar la intensidad a la que se emite el sonido generado.

Tabla 5: Relación entre la intensidad de volumen y decibelios que emite el dispositivo móvil

Nivel de volumen	0	1	2	3	4	5
dB	18.9	32.1	35.4	41.3	45.1	50.8

El nivel 1 de volumen genera una intensidad de 35.3 decibelios, por lo que se modifica el volumen mediante una aplicación de ecualizado para garantizar que la intensidad fuera de $30 \text{ dB} \pm 1 \text{ dB}$. Al modificar el valor del volumen se registraron nuevamente los de niveles de volumen e intensidad del sonido.

Tabla 6: Relación entre la intensidad de volumen y decibelios que emite el dispositivo móvil después de la modificación del volumen

Nivel de volumen	0	1	2	3	4	5
dB	18.9	30.3	33.1	39.3	43.5	48.3

Para determinar si el sonido generado cumplía con las características de ser un ruido rosa, se grabaron 10 segundos con una frecuencia de muestreo de 44100 a través de micrófono de una computador portátil, después se aplica el mismo algoritmo de densidad espectral de potencia y al mismo tiempo se analiza el espectro de frecuencias con una aplicación en un dispositivo móvil.

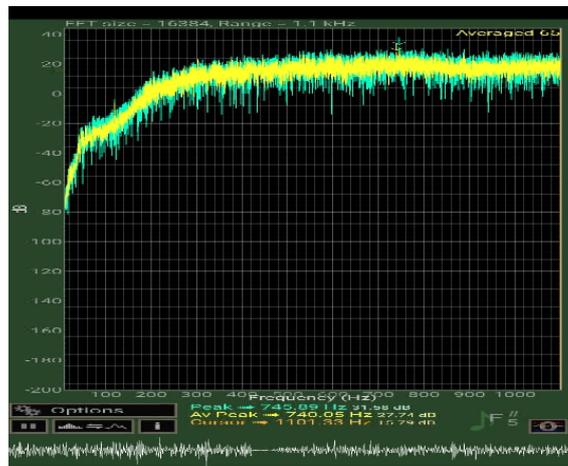


Fig. 52: Frecuencias presentes en la señal grabada del sonido generado. Se observa que el intervalo de frecuencias comprende de los 20 Hz a 20 KHz y con una intensidad de 30 dB como se esperaba.

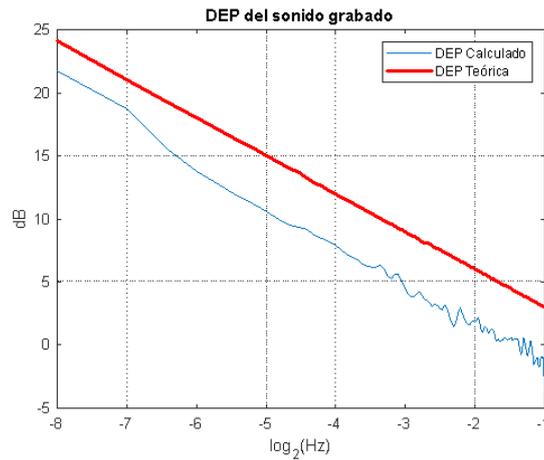


Fig. 53: Densidad espectral de potencia del sonido grabado, se observa que tiene un comportamiento casi lineal y con pendiente negativa como se esperaba.

4.4. Pruebas y resultados del experimento en 12 sujetos de prueba

Se realiza la prueba en 12 voluntarios sin problemas de sueño, 4 mujeres y 8 hombres, con características de entorno y de control como se explican en la sección 3.

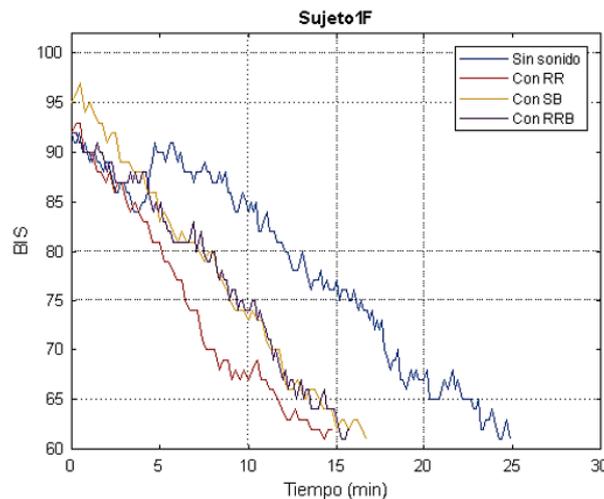


Fig. 54: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 1F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

La primer sujeto de prueba fue una mujer de 25 años (1F), su (TCSL) fue de 15 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su tiempo de consolidación de sueño profundo (TCSP) (BIS=60) fue de 25 minutos. Como se muestra en la figura anterior, cuando se realiza la estimulación con RR mostrado gráficamente en color rojo, hubo una disminución en significativa en el TCSL de 10 minutos. En este caso, en particular, la estimulación con RR obtuvo mejores resultados ya que el valor de TCSL con sonido binaural fue de 7

minutos y con la combinación ruido rosa binaural (RRB) fue de 6 minutos y se aprecia que la pendiente con RR es más abrupta en comparación con los otros dos estímulos, sin embargo, la combinación de sonidos cumple el objetivo de reducir el TCSL considerablemente.

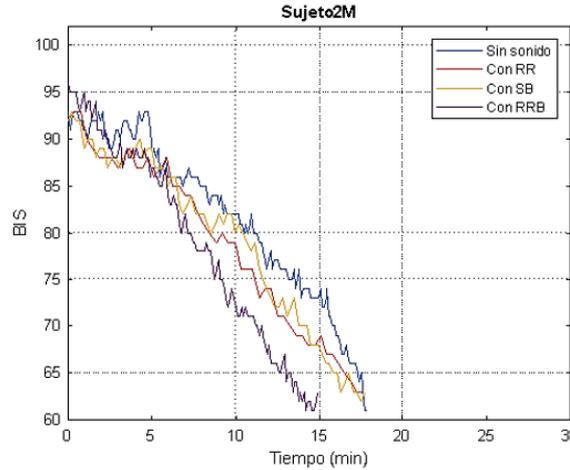


Fig. 55: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 2M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

En el segundo sujeto de prueba, hombre de 29 años (2M), su TCSL fue de 8 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 18 minutos. Como se muestra en la figura anterior, en este segundo caso, cuando se realiza la estimulación con RR y SB mostrado gráficamente en color rojo y amarillo respectivamente, no hubo una disminución significativa en el TCSL para las dos repeticiones y su posterior promedio, sin embargo, con la estimulación combinada RRB. en color morado, si se logra disminuir el TCSL en 3 minutos y con una pendiente del valor de BIS mas pronunciada en comparación con los otros tres experimentos. Para este voluntario (2M) la estimulación auditiva en general, no redujo significativa el TCSL pero se observa que el RRB fue la estimulación con mayor eficacia.

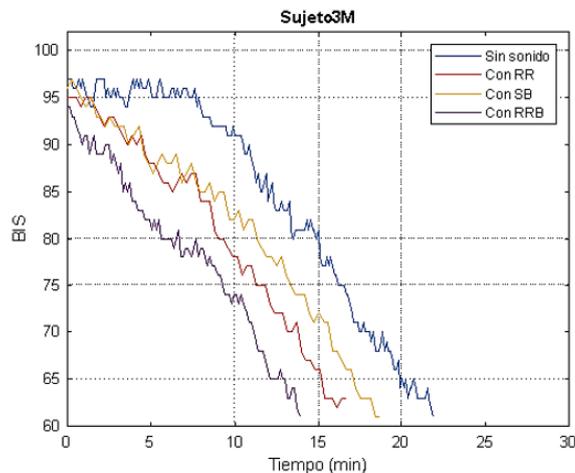


Fig. 56: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 3M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

El tercer sujeto de prueba, hombre de 32 años (3M), su TCSL fue de 12 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 22 minutos. Como se muestra en la figura anterior, en este tercer caso, la estimulación que mejores resultados arroja fue nuevamente la combinación de sonidos RRB con un TCSL de 4 minutos reduciendo 8 minutos el valor normal. La estimulación con SB, en este caso, fue la menos indicada, el voluntario mencionó que, aunque no le molestaba el RR, no era de su total agrado a diferencia de los otros dos sonidos, lo que se aprecia en la gráfica en color rojo (Fig. 51), la pendiente de los valores no tiene un comportamiento de disminución constante, y presenta elevaciones mas evidentes que con RRB y SB, sin embargo, el resultado del TCSL fue de 6 minutos y mejor que los 9 minutos SB mostrado en la gráfica en color rojo y amarillo respectivamente. Para este voluntario(3M) la estimulación auditiva con RRB si redujo significativa el TCSL.

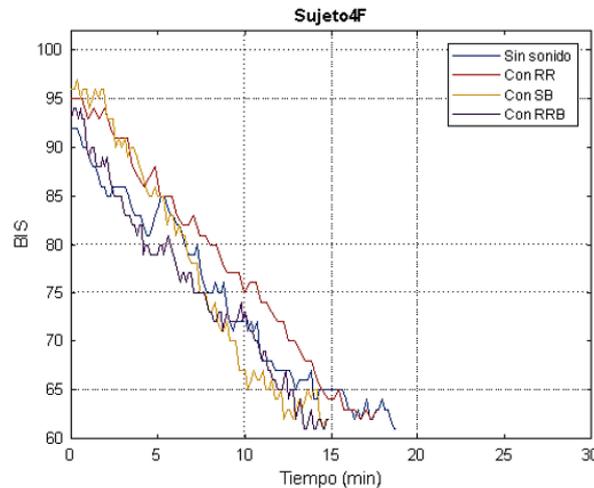


Fig. 57: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 4F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

La cuarta sujeto de prueba, mujer de 41 años (4F), su TCSL fue de 9 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 19 minutos. Como se muestra en la figura anterior, en este cuarto caso, la estimulación que mejores resultados arroja fue nuevamente la combinación de sonidos RRB con un TCSL de 5 minutos reduciendo 4 minutos el valor normal. En este caso, aunque hubo una reducción en TCSL para los tres sonidos, el RR, fue la estimulación mas efectiva al reducir 5 minutos el TCSL seguido del RRB con una reducción de 4 minutos. Con respecto al SB la voluntaria mencionó que ese sonido no le desagradaba pero la ponía a pensar mucho en situaciones laborales por lo cual no logra un efecto de relajación, en sus propias palabras, esto se observa en la gráfica en color amarillo (Fig. 52), la pendiente de los valores no tiene una reducción con comportamiento casi constante, y presenta elevaciones más evidentes a lo largo del estudio, también se observa que el RR tuvo una pendiente menos pronunciada y con un disminución más lenta en el valor del BIS. Para este voluntario(4F) la estimulación auditiva con RRB si redujo el TCSL aunque no de manera significativa.

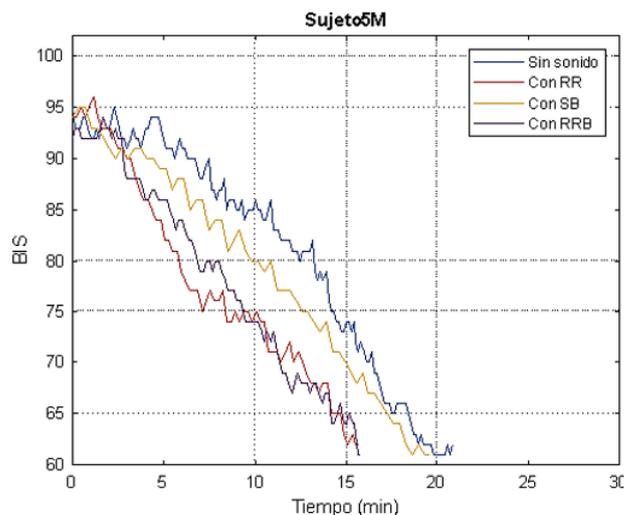


Fig. 58: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 5M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

El quinto sujeto de prueba, hombre de 22 años (5M), su TCSL fue de 11 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 21 minutos. Como se muestra en la figura anterior, en este quinto caso, las estimulaciones que mejores resultados arrojaron fueron la combinación de sonidos RRB y SB con un TCSL de 6 minutos reduciendo 5 minutos el valor normal. En este caso, aunque hubo una reducción en TCSL para los tres sonidos, el RR, fue la estimulación menos efectiva al reducir 2 minutos el TCSL. El voluntaria mencionó que el sonido de RRB le provocaba una sensación de movimiento a veces desagradable, sin embargo, los resultados lograron reducir el TCSL (Fig. 53), la pendiente de los valores del BIS para RR y RRB fueron muy parecidas y lograron la misma reducción. Para este voluntario(5M) la estimulación auditiva con RRB y RR si redujeron el TCSL y el SB no provoco efectos desagradables pero tampoco una reducción notable en el TCSL.

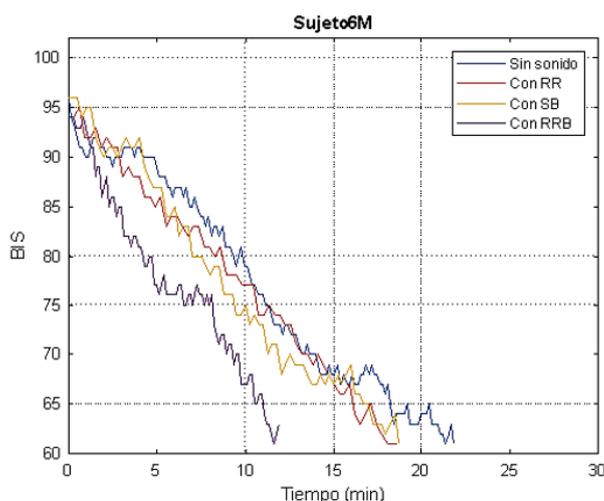


Fig. 59: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 6M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

El sexto sujeto de prueba, hombre de 28 años (6M), su TCSL fue de 12 minutos

como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 22 minutos. Como se muestra en la figura anterior, en este sexto caso, fue evidente que la estimulación con la combinación de RRB obtuvo una reducción significativa en el TCSL con un valor de 3 minutos. Para las demás estimulaciones, como se observa en las gráficas amarilla y roja (Fig. 54), los valores fueron muy parecidos a la gráfica azul que representa la prueba sin estimulación auditiva y, aunque se obtuvo una reducción de 3 minutos, el TCSL no tuvo gran relevancia a diferencia de la combinación de RRB. El voluntario mencionó un agrado hacia el sonido de RRB que hacia que escuchara sus latidos, en sus propias palabras. Para este voluntario(6M) la estimulación auditiva con RRB reduce el TCSL de manera significativa, la estimulación con SB y RR no provocaron efectos desagradables pero tampoco una reducción notable en el TCSL.

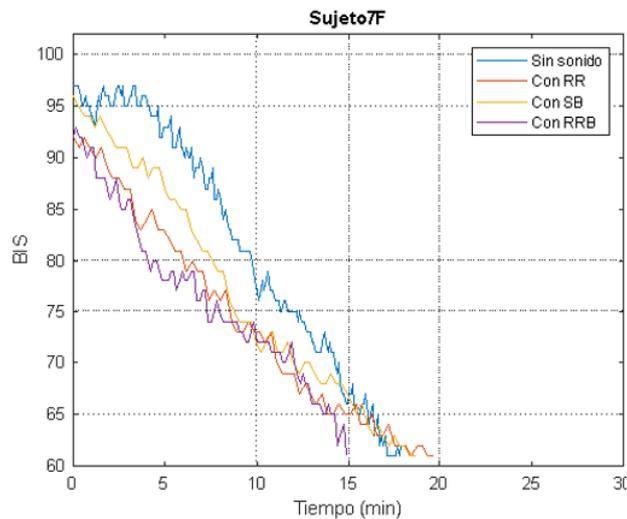


Fig. 60: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 7F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

Para la séptima prueba, una mujer de 38 años (7F), su tiempo de consolidación de sueño ligero (TCSL) fue de 8 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su (TCSP) (BIS=60) fue de 18 minutos. En este caso en particular ninguna estimulación auditiva provoco una reducción notable en el TCSL y en el caso de la estimulación en RR y SB hubo un incremento en el tiempo, se observa en las gráficas amarilla, morada y roja (Fig. 55) que hubo un cambio en la pendiente a diferencia de la gráfica azul (Sin sonido) el valor del BIS fue en reducción con tendencia constante. La voluntaria mencionó, en sus propias palabras, que notó una concentración diferente al momentos de dormir, cuando usualmente piensa en muchas cosas antes de conciliar el sueño, aunque no hubo un cambio en la reducción del TCSL sí hubo un cambio en el proceso para conciliar el sueño y se observa en la figura 55 que la estimulación auditiva genera un cambio en la etapa de vigilia y durante las etapas de sueño ligero y profundo lo que supone un proceso de las etapas de sueño más limpio y sin despertares nocturnos.

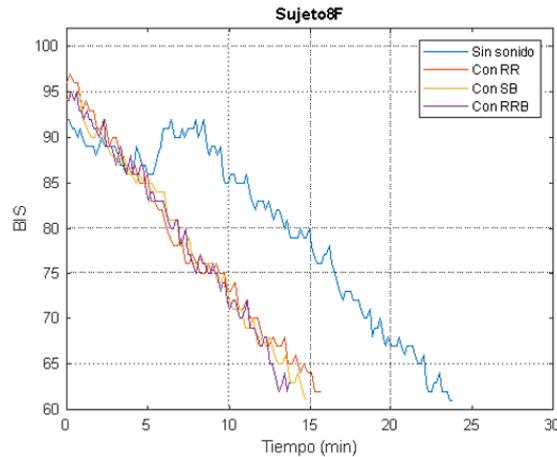


Fig. 61: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 8F y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

La octava prueba, mujer de 28 años (8F), su TCSL fue de 14 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 24 minutos. Este fue el caso donde se logra una mayor reducción en el TCSL con un valor de 4 minutos con estimulación de RRB seguido de la estimulación con SB 5 minutos y RR 6 minutos. Como se muestra en la figura anterior, la estimulación auditiva en general redujo el TCSL con pendientes casi iguales y una reducción constante a diferencia de la gráfica azul mostrada en la figura 56, que presenta una elevaciones mayores y una reducción más lenta en el valor del BIS. La voluntaria mencionó que los tres sonidos sonaban como la lluvia y que ese sonido la relajaba bastante. Para este voluntario (8F) la estimulación auditiva en general redujo significativa el TCSL para los tres sonidos.

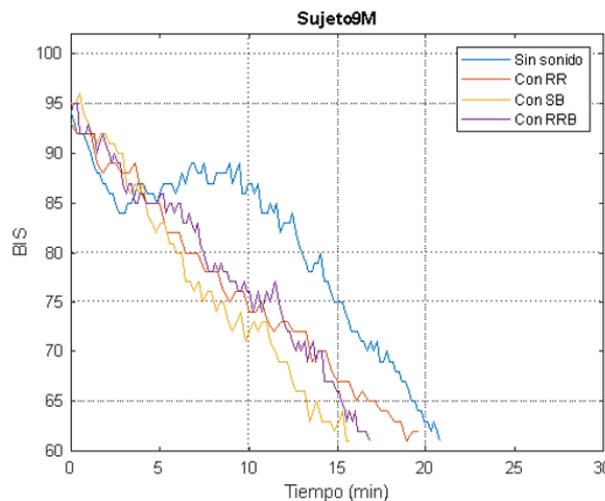


Fig. 62: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 9M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

En la novena prueba, hombre de 32 años (9M), su TCSL fue de 11 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 21 minutos. Como se muestra en la figura 57, en este noveno caso, la estimulación que mejores resultados obtuvo fue la de SB con 5

minutos seguida de la estimulación con RRB con 7 y el RR con 9 minutos. Este fue otro caso en el que, aunque hubo una disminución en el TCSL para las tres estimulaciones, la combinación de RRB no fue la mejor y se obtuvieron valores visiblemente significativos para considerar una reducción del TCSL con estimulación de SB. Las gráficas de RRB, RR y SB mostraron un comportamiento de la pendiente con reducción del valor del BIS casi lineal a diferencia de la gráfica azul que no muestra una tendencia a la reducción y tiene elevaciones dentro de las etapas de sueño, por lo que se estima que el voluntario se despierte con facilidad y no tenga sueños reparadores. Para este voluntario(9M) la estimulación auditiva con RRB sí redujo el TCSL pero también mejora la calidad en los cambios de las etapas de sueño.

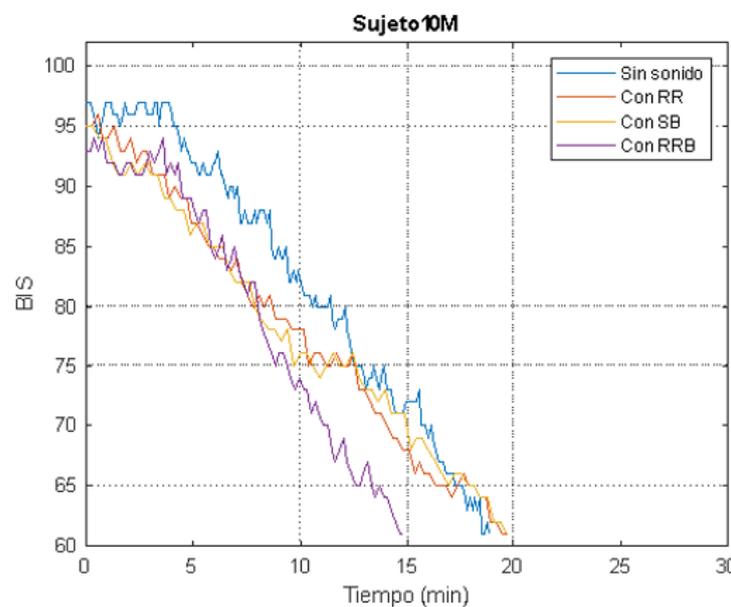


Fig. 63: Resultados del índice bispectral a diferentes estímulos auditivos de 10M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

La décima prueba, hombre de 27 años (10M), su TCSL fue de 9 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 19 minutos. Como se muestra en la figura 58, en este caso, la estimulación con RRB redujo 4 minutos el TCSL y los otros dos estímulos tuvieron un resultado adverso, al aumentar un minuto el promedio del TCSL. Aunque el voluntario no mencionó desagrado por los estímulos auditivos, sólo se obtuvieron resultados favorables con RRB, las pendientes tuvieron un comportamiento parecido en la etapa de vigilia y sueño ligero, sin embargo, los valores cambiaron posterior al entrar en esta etapa, ésto debido a que el RR y el SB se perciben con una mayor intensidad por sus características frecuenciales aunque tuviera 30 dB de salida. Para este voluntario 10M la estimulación auditiva con RRB si redujo el TCSL aunque no de manera significativa y los otros dos estímulos aumentaron el TCSL.

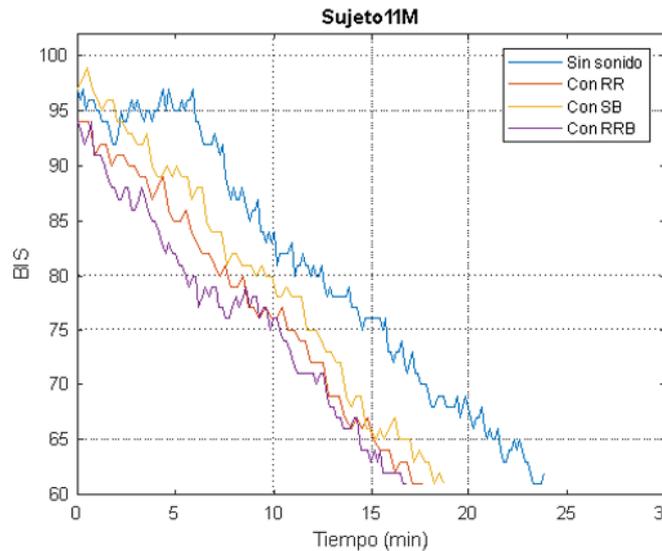


Fig. 64: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 11M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

En el experimento 11, hombre de 29 años (11M), su TCSL fue de 14 minutos como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 24 minutos. Como se muestra en la figura 59, en este caso, hubo un resultado favorable para las tres tipos de estimulaciones auditivas siendo el sonido de RRB el que obtuvo una mayor reducción del TCSL con 6 minutos sobre los 14 que presentaba sin estimulación. Se logró también una reducción lineal en el valor del BIS a diferencia de la gráfica azul que, como en otros voluntarios, presenta incrementos mayores en las etapas de vigilia y sueño ligero. Para este voluntario 11M la estimulación auditiva, con los tres tipos de sonidos, redujo el TCSL de manera significativa con RRB.

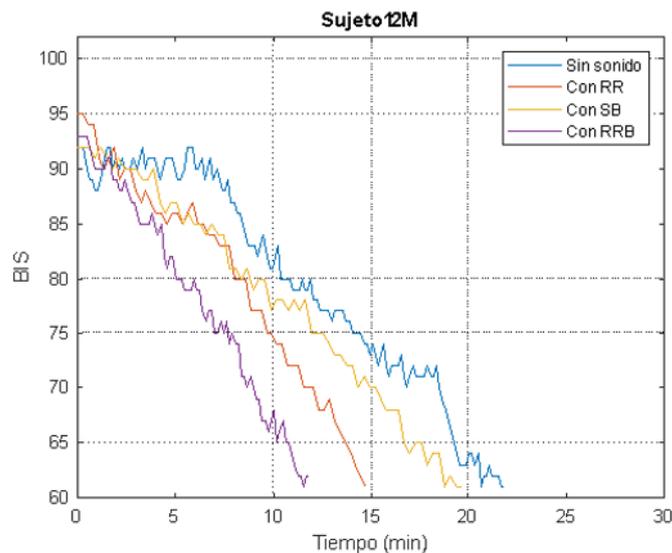


Fig. 65: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos de 12M y su comportamiento en el tiempo a 30 dB.

El último sujeto de prueba, hombre de 33 años (12M), su TCSL fue de 12 minutos

como resultado del promedio de los dos experimentos sin estimulación auditiva, su TCSP (BIS=60) fue de 22 minutos. Como se muestra en la figura 60, en este caso, también fue evidente que la estimulación con la combinación de RRB obtuvo una reducción significativa en el TCSL con un valor de 3 minutos reduciendo 9 minutos el tiempo que tarda el sujeto de prueba en conciliar el sueño ligero. EL voluntario 11M respondió favorablemente a las estimulaciones con RR y RRB pero no hubo una reducción significativa con estimulación de SB, las gráficas de RR y RRB presentan una tendencia similar en la pendiente pero se observa una mayor linealidad en la estimulación de RRB, el sonido de RR presenta un pequeño aumento del el valor del BIS en la etapa de vigilia al igual que el SB, sin embargo hay una diferencia visible de estas tres estimulaciones en comparación con la gráfica sin sonido. El voluntario mencionó un desagrado al inicio de cada experimento con estimulación para los tres sonidos pero posteriormente , al continuar con las pruebas, los sonidos ya no eran desagradables lo que explica esos pequeños incrementos del valor del BIS al inicio de cada prueba. Para este voluntario 12M la estimulación auditiva con RRB también redujó el TCSL de manera significativa así como el estímulo con RR, para el SB no se obtuvo una reducción notable en el TCSL. Se realiza una segundo prueba aumentando el volumen de estimulación a 50 dB y la eficacia del sonido combinado así como el de los demás estímulos, disminuyó bastante, se atribuye este hecho debido a que las estimulaciones auditivas, en la mayoría de los casos, generaba un estrés hacia los voluntarios y, al aumentar el volumen en el sonido generado, se perdía casi por completo la sensación tranquila presente en la señales.

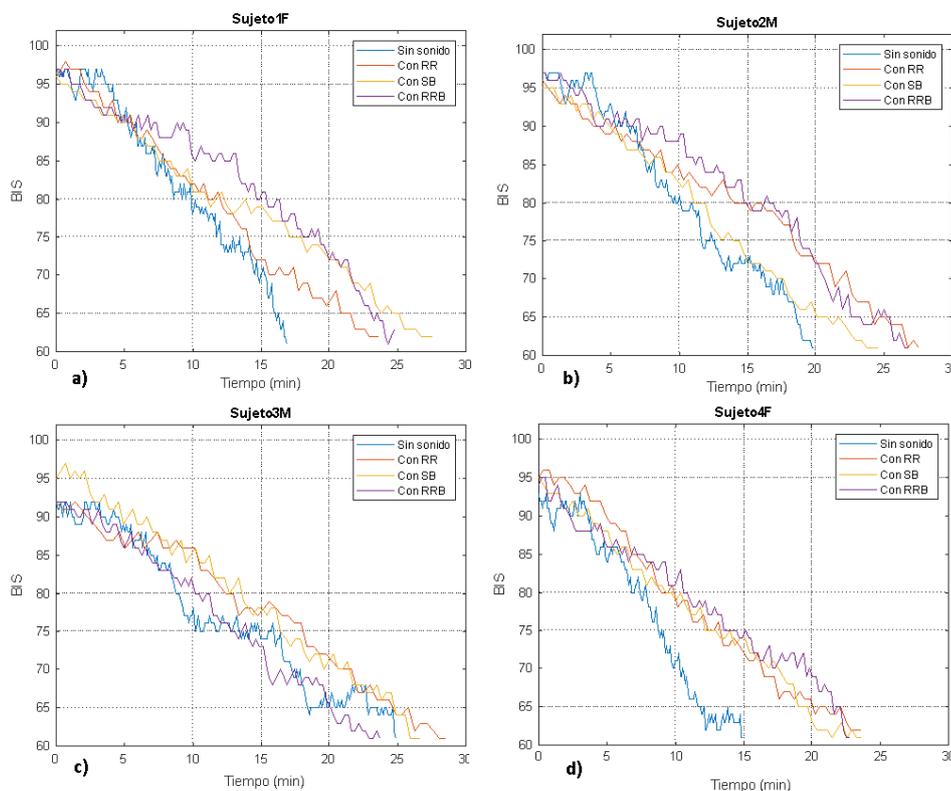


Fig. 66: Resultados del índice biespectral a diferentes estímulos auditivos y su comportamiento en el tiempo a 50 dB. a) Voluntario femenino 1F. b) Voluntario masculino 2M. c) Voluntario masculino 3M. d) Voluntario femenino 4F.

Se realizaron 4 experimentos en los primeros 4 voluntarios, como se observa en la figura 61 en ningún caso se logra una reducción del tiempo por el sonido tan alto, al contrario, hubo un aumento significativo en el TCSP, por lo que ya no se prosigue con los demás estudios a este nivel de decibelios.

Tabla 7: Resultados de BIS a diferentes estímulos auditivos a 30 dB

Sujeto voluntario	Tiempo normal para conciliar el sueño	Tiempo con RR	Tiempo con SB	Tiempo con RRB
1 Femenino	15 min	5 min	7 min	6 min
2 Masculino	8 min	8 min	8 min	5 min
3 Masculino	12 min	6 min	9 min	4 min
4 Femenino	9 min	4 min	8 min	5 min
5 Masculino	11 min	9 min	6 min	6 min
6 Masculino	12 min	9 min	9 min	3 min
7 Femenino	8 min	10 min	9 min	7 min
8 Femenino	14 min	6 min	5 min	4 min
9 Masculino	11 min	9 min	5 min	7 min
10 Masculino	9 min	10 min	10 min	5 min
11 Masculino	14 min	7 min	8 min	6 min
12 Masculino	12 min	5 min	10 min	3 min

Tabla 8: Resultados de BIS a diferentes estímulos auditivos a 50 dB

Sujeto voluntario	Tiempo normal para conciliar el sueño	Tiempo con RR	Tiempo con SB	Tiempo con RRB
1 Femenino	15 min	13 min	18 min	14 min
2 Masculino	8 min	17 min	15 min	13 min
3 Masculino	12 min	19 min	15 min	14 min
4 Femenino	9 min	20 min	12 min	16 min

5. Síntesis de resultados

Se utiliza el algoritmo de Pan-Tompkins para determinar el valor de la frecuencia cardíaca mediante una señal de pulsioximetría con un error de exactitud del 1.37% respecto a los valores obtenidos con un monitor de signos vitales calibrado, con un cambio previo en el algoritmo sobre el número de muestras a promediar de 6 a 12, mejorando la exactitud del resultado. El algoritmo para determinar el valor del BIS mediante la adquisición de señales de EEG a partir de un circuito de 4 electrodos con acoplamiento en AC frontal tuvo un error de exactitud del 21.05% respecto al valor obtenido con un monitor especializado BIS, sin embargo, después de modificar la constante del cálculo del valor promedio de 1 a 15, se obtuvo un error de exactitud máximo del 1.66%. Se generaron dos señales en frecuencias de ruido rosa con una diferencia de 7 Hz entre cada uno de sus puntos para dar el efecto binaural con una intensidad inicial de 32.1 dB mediante un dispositivo móvil y auriculares conectados, posteriormente, para garantizar 30 dB \pm 1 dB de intensidad se utiliza una aplicación

de ecualización, con esto se obtuvo un valor final de 30.3 dB, se comprueba que el sonido generado presenta una densidad espectral de frecuencias característicos del ruido rosa. Los resultados del tiempo en estado de vigilia que presentaba cada individuo al momento de dormir, muestra un intervalo menor cuando existe una estimulación, sin embargo, no en todos los caso ésto fue así pero se comprueba la relación entre la profundidad del sueño y el valor del índice biespectral, así como el efecto de algunas personas por entrar en un estado de relajación con una estimulación auditiva.

Tabla 9: Resultados del por ciento de error de los sistemas desarrollados con respecto a valores esperados.

Sistema	% de error
Frecuencia cardíaca	1.37
BIS	1.66
Sonido generado	1 (de los dB esperados)

6. Conclusiones

Al culminar el presente trabajo de tesis se concluye lo siguiente: Se propone una estimulación auditiva mediante la combinación de sonido binaural y ruido rosa con para disminuir el tiempo de consolidación de sueño mediante el análisis del índice biespectral, dando como resultado, una mejora significativa mayor o igual a cinco minutos en siete de los doce voluntarios y una diferencia máxima de diez minutos, en comparación con el tiempo sin estímulo auditivo, en uno de ellos. Los experimentos se realizaron procurando el mismo entorno y con voluntarios que no presentaban desvelo un día anterior o con algún consumo de medicamentos, bebidas como café o té, así como comidas con alto grado de azúcar o carbohidratos, que alteraran su estado de sueño del día siguiente. La combinación de ambos estímulos auditivos no fue favorable en el voluntario 7F y no presentaron un cambio significativo los voluntarios 2M, 4F y 10M, sin embargo, los alcances de este trabajo no permiten determinar la causa de estos resultados, por lo que es necesario aumentar la población estadística y realizar un estudio más profundo sobre el estado neurológico y físico de cada voluntario para descartar afecciones que impidan la eficacia de ésta estimulación auditiva así como realizar experimentos fuera de la hora de dormir en un estado activo. Considerando los datos de los resultados obtenidos, el sonido binaural puro y el sonido generado a partir del ruido rosa combinado con sonido binaural, arrojaron una disminución en el tiempo que tarda una persona en conciliar el sueño.

Finalmente, el objetivo de esta investigación se cumplió de manera exitosa, el algoritmo del cálculo del BIS determina el nivel de profundidad del sueño a partir de un circuito de 4 electrodos con acoplamiento AC frontal con un error del 1.66 % , el circuito de FC y el algoritmo de detección de pulsos desarrollados, determinan de manera exacta y precisa el valor de frecuencia cardíaca con un error de 1.37 %. La calidad del sonido en cuanto a intensidad y frecuencias de ruido rosa fue la esperada con un valor de 30.3 dB y una densidad espectral de potencias esperado, respectivamente.

TRABAJO A FUTURO

Para un rechazo mejor a interferencias electromagnéticas, es necesario la construcción de un filtro EMI tipo jaula de Faraday para los circuitos diseñados y un apantallamiento de los cables que conectan a los electrodos y el dedal de pulsioximetría. Disminuir la parte electrónica con la integración de las funciones de procesamiento y adquisición en un solo circuito integrado, *Lab on a chip* para evitar el uso de un computador y microcontrolador por separado. Para obtener mejores resultados estadísticos es necesario incrementar el número de sujetos de prueba y mejorar el sistema de adquisición para que sean utilizado desde la comodidad del hogar. Hacer pruebas en sujetos que presenten patologías como diabetes, hipertensión y trastornos de sueño específicos para determinar la eficacia del sistema y realizar investigación sobre los beneficios ante los tratamientos farmacológicos para dichas enfermedades y su potencial reemplazo. Segregar a los sujetos de prueba por edades para ver la relación que tiene la edad con la estimulación o el desgaste auditivo al paso de los años. Segregar a los sujetos de prueba por sexo para ver si existe relación entre el genero con la estimulación auditiva. Realizar una prueba a los voluntarios para determinar el estado funcional de los oído y así descartar errores en la estimulación debidos al

deterioro de los oídos. Realizar experimentos en sujetos de prueba en un horario de máxima actividad cerebral y sin cansancio para determinar la funcionalidad del sistema en cuanto a inducir un estado de relajación fuera del horario de dormir.

Referencias

- [1] S. Suzuki, T. Kawada, M. Ogawa, and S. Aoki, "Sleep deepening effect of steady pink noise," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 151, no. 3, pp. 407–414, 1991.
- [2] J. Zhou, D. Liu, X. Li, J. Ma, J. Zhang, and J. Fang, "Pink noise: Effect on complexity synchronization of brain activity and sleep consolidation," *Journal of Theoretical Biology*, vol. 306, pp. 68–72, 2012.
- [3] R. Peraita-Adrados, "Avances en el estudio de los trastornos del sueño," *Rev Neurol*, vol. 40, no. 8, pp. 485–91, 2005.
- [4] S. Méndez-Elizondo, V. Arce-Guevara, H. González-Aguilar, J. Castillo-González, E. Palacios-Hernández, M. O. Méndez, and A. Alba, "Uso de entropía de shannon para caracterizar la aparición de las fases a durante el sueño nrem*," *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, no. 1, pp. 119–122
- [5] V. Torres and R. Monteghirfo, "Trastornos del sueño," *Archivos de Medicina Interna*, vol. 33, no. 1, pp. 29–46, 2011.
- [6] J. B. García, A. A. Acha, and I. Sánchez, *Los trastornos del sueño*. Rialp, 1992.
- [7] J. Madrazo, "La terapia cognitivo conductual mejora los síntomas de insomnio asociado a condiciones psiquiátricas o médicas," *Evidencia, actualizacion en la práctica ambulatoria*, vol. 21, no. 2, 2018.
- [8] R. A. Payne, *Técnicas de relajación*. Editorial Paidotribo, 2005.
- [9] M. M. Andreu and A. M. Bermejo, "Trastornos de sueño. síndrome de retraso de fase (srf),"
- [10] M. M. Schade, G. M. Mathew, D. M. Roberts, D. Gartenberg, and O. Buxton, "Enhancing slow oscillations and increasing n3 sleep proportion with supervised, non-phase-locked pink noise and other non-standard auditory stimulation during nrem sleep," *Nature and Science of Sleep*, vol. Volume 12, pp. 411–429, 2020.
- [11] L. J. Boggs, D. Fisher, and G. A. Flint, "Technical note: The "pink" noise generator— an apparatus for inducing relaxation," *Behavior Therapy*, vol. 4, no. 2, pp. 267–269, 1973.
- [12] R. Dabiri, M. R. Monazzam Esmailpour, M. Salmani Nodoushan, F. Khaneshenas, and S. A. Zakerian, "The effect of auditory stimulation using delta binaural beat for a better sleep and post-sleep mood: A pilot study," *Digital Health*, vol. 8, p. 20552076221102243, 2022.
- [13] T. Kawada, S. Suzuki, S. Aoki, M. Ogawa, and K. Kimura, "Effects of noise on sleep part 2 a case report of the effects of three levels of stationary sound on sleep parameters," *Nippon Eiseigaku Zasshi (Japanese Journal of Hygiene)*, vol. 43, no. 6, pp. 1102–1108, 1989.

-
- [14] J. Zhang, X. Yang, L. Luo, J. Shao, C. Zhang, J. Ma, G. Wang, Y. Liu, C.-K. Peng, and J. Fang, "Assessing severity of obstructive sleep apnea by fractal dimension sequence analysis of sleep eeg," *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 388, no. 20, pp. 4407–4414, 2009.
- [15] M. F. Chan, E. A. Chan, and E. Mok, "Effects of music on depression and sleep quality in elderly people: A randomised controlled trial," *Complementary therapies in medicine*, vol. 18, no. 3-4, pp. 150–159, 2010.
- [16] S. C. C. O. T. J. S. O. S. R. S. (JSSR);, T. Hori, Y. Sugita, E. Koga, S. Shirakawa, K. Inoue, S. Uchida, H. Kuwahara, M. Kousaka, T. Kobayashi, *et al.*, "Proposed supplements and amendments to 'a manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects', the rechtschaffen & kales (1968) standard," *Psychiatry and clinical neurosciences*, vol. 55, no. 3, pp. 305–310, 2001.
- [17] T. Kawada, M. Ogawa, S. Aoki, K. Takeuchi, and S. Suzuki, "Sleep under noisy environment—eeg change under 60 db (a) of all night exposure," *Japanese Journal of Public Health*, vol. 35, pp. 85–88, 1988.
- [18] T. Kawada and S. Suzuki, "Sleep induction effects of steady 60db(a) pink noise," *INDUSTRIAL HEALTH*, vol. 31, no. 1, pp. 35–38, 1993.
- [19] M. H. Silber, S. Ancoli-Israel, M. H. Bonnet, S. Chokroverty, M. M. Grigg-Damberger, M. Hirshkowitz, S. Kapen, S. A. Keenan, M. H. Kryger, T. Penzel, *et al.*, "The visual scoring of sleep in adults," *Journal of clinical sleep medicine*, vol. 3, no. 02, pp. 121–131, 2007.
- [20] E. Hartmann, "Insomnia: diagnosis and treatment," *Sleep disorders: diagnosis and treatment*. Nueva York: John Wiley & Sons, 1988.
- [21] R. W. Homan, J. Herman, and P. Purdy, "Cerebral location of international 10–20 system electrode placement," *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 66, no. 4, pp. 376–382, 1987.
- [22] C. Castillo Montoya, A. Venegas, and R. Haro, "Estudio del sueño su historia," *Arch. neurociencias*, vol. 5, no. 3, pp. 149–59, 2000.
- [23] J. Velayos, F. Moleres, A. Irujo, D. Yllanes, and B. Paternain, "Bases anatómicas del sueño," *Anales del sistema sanitario de Navarra*, vol. 30, pp. 7–17.
- [24] L. B. Contreras-Chávez, G. Guerrero-Mora, M. O. Méndez, E. R. Palacios-Hernández, A. Alba-Cadena, and J. Kortelainen, "Análisis de textura para la detección del síndrome de apnea nocturna," *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, no. 1, pp. 123–126, 2017.
- [25] A. Testa Pérez, "Señales de encefalograma: análisis y distinción de canales focales y no focales," 2019.
- [26] C. Añez, J. Papaceit, J. Sala, A. Fuentes, and M. Rull, "Repercusión de la monitorización del índice bispectral del electroencefalograma en anestesia intravenosa total con propofol en cirugía sin ingreso," *Rev. esp. anestesiología y reanimación*, pp. 264–269, 2001.

- [27] J. M. R. Hernández and J. F. Figueroa, “Monitorización biespectral en la unidad de terapia intensiva: aplicación clínica y evidencias actuales,” *Medicina Crítica*, vol. 18, no. 6, pp. 192–198, 2004.
- [28] R. S. Friese, R. Diaz-Arrastia, D. McBride, H. Frankel, and L. M. Gentilello, “Quantity and quality of sleep in the surgical intensive care unit: are our patients sleeping?,” *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 63, no. 6, pp. 1210–1214, 2007.
- [29] G. L. Weinhouse and R. J. Schwab, “Sleep in the critically ill patient,” *Sleep*, vol. 29, no. 5, pp. 707–716, 2006.
- [30] J. W. Sleigh, J. Andrzejowski, A. Steyn-Ross, and M. Steyn-Ross, “The bispectral index: a measure of depth of sleep?,” *Anesthesia & Analgesia*, vol. 88, no. 3, pp. 659–661, 1999.
- [31] R. Carrillo-Esper, D. M. Carrillo-Córdova, C. A. Carrillo-Córdova, and H. R. Bracho-Olvera, “Alteraciones del sueño en el enfermo grave. un evento de gran repercusión y poco tomado en cuenta,” *Medicina interna de México*, vol. 33, no. 5, pp. 618–633, 2018.
- [32] F. Miyara, “El sonido, la música y el ruido,” *Revista Tecnopoltan*, pp. 1–5, 2001.
- [33] P. Gil-Loyzaga and R. Pujol, “Fisiología del receptor y la vía auditiva,” *HUMANANA*, p. 217, 2005.
- [34] M. Lee, C.-B. Song, G.-H. Shin, and S.-W. Lee, “Possible effect of binaural beat combined with autonomous sensory meridian response for inducing sleep,” *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 13, 2019.
- [35] M. Rojo, “Percepción binaural en usuarios de implante coclear bilateral,” 2018.
- [36] V. G. Muñoz, *El color del ruido en el sueño MOR de adultos mayores con y sin deterioro cognitivo*. PhD thesis, Centro de Investigación en Matemáticas, 2018.
- [37] E. M. Spinelli, R. Pallàs-Areny, and M. A. Mayosky, “Ac-coupled front-end for biopotential measurements,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 50, no. 3, pp. 391–395, 2003.
- [38] F. Navarro, “Monitorización de la función cerebral mediante registro electroencefalográfico de amplitud integrada (aeeg).,”
- [39] R. GJ and G. TC, “Methyl-n-propyl ether.,” *BJA: British Journal of Anaesthesia*, vol. 22, no. 2, pp. 83–91, 1950.
- [40] A. E. Donoso, “Reducción de artefactos oculares en señales eeg: Filtrado adaptativo como alternativa a la regresión lineal,” 2009.
- [41] I. J. Rampil and M. J. Laster, “No correlation between quantitative electroencephalographic measurements and movement response to noxious stimuli during isoflurane anesthesia in rats.,” *Anesthesiology*, vol. 77, no. 5, pp. 920–925, 1992.

-
- [42] I. J. Rampil, R. Weiskopf, J. G. Brown, E. Eger 2nd, B. H. Johnson, M. A. Holmes, and J. H. Donegan, “I653 and isoflurane produce similar dose-related changes in the electroencephalogram of pigs.,” *Anesthesiology*, vol. 69, no. 3, pp. 298–302, 1988.
- [43] J. G. Proakis, C. M. Rader, F. Ling, and C. L. Nikias, “Signal analysis with higher order spectra, advanced digital signal processing,” 1992.
- [44] J. W. Cooley and J. W. Tukey, “An algorithm for the machine calculation of complex fourier series,” *Mathematics of computation*, vol. 19, no. 90, pp. 297–301, 1965.
- [45] B. Ostle, *Estadística aplicada*. Limusa, 1973.
- [46] R. G. Steel and J. H. Torrie, *Bioestadística: principios y procedimientos*. McGraw-Hill, 1985.
- [47] C. Rosow, “Bispectral index monitoring,” *Anesthesiol Clin North Am.*, vol. 2, pp. 89–107, 1998.
- [48] J. C. Sigl and N. G. Chamoun, “An introduction to bispectral analysis for the electroencephalogram,” *Journal of clinical monitoring*, vol. 10, no. 6, pp. 392–404, 1994.
- [49] L. M. Casas Quiroz, “Aplicación para la detección de arritmias basado en los algoritmos de pan tompkins, elgendi y boonperm,” 2021.
- [50] A. E. Medellín-Serafín and F. Moumtadi, “Binaural sound stimulation at pink noise frequencies to reduce sleep consolidation time and its effects on bispectral index (bis),” in *2022 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, pp. 1–6, 2022.

Apéndices

A. Artículo publicado



2022 GLOBAL MEDICAL ENGINEERING PHYSICS EXCHANGES/PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (GMEPE/PAHCE)

Binaural sound stimulation at pink noise frequencies to reduce sleep consolidation time and its effects on bispectral index (BIS)

Estimulación con sonido binaural en frecuencias de ruido rosa para reducir el tiempo de consolidación de sueño y sus efectos sobre el índice biespectral (BIS)

A. E. Medellín-Serafin, F. Mouttadi

FI-UNAM, Mexico D.F., Mexico

Email: red.quo@comunidad.unam.mx

Abstract — Binaural sound is a type of sound that allows you to experience a spatial and three-dimensional auditory sensation and, in recent research, has been used as an alternative to drugs to induce a state of relaxation, including sleep itself in several experiments with promising results and with no adverse effects. Pink noise, on the other hand, is a special class of white noise in which the power per unit bandwidth is higher in the audio spectrum. Typically generated in the audible spectrum between 20Hz and 20kHz, rain, the sound of a fan, a waterfall, or the sound experienced in a moving car all have pink noise frequencies, so it becomes clear why some people go into a state of relaxation or sleep when listening to these sounds. This work presents the design of an auditory stimulation system that combines binaural technology and sound at pink noise frequencies to induce a state of sleep and its effects on the bispectral index (BIS) that is used to determine the level of sedation in patients at the time of undergoing a surgical procedure and that allows, in the same way, to know the level of sleep in which the person is. For this research, an algorithm was developed that combines binaural sound and pink noise and the experiment was carried out on 12 volunteer nurses with night shifts who were subjected to different auditory stimulations (without sound, with pink noise, with binaural sound, and with binaural sound at pink noise frequencies) finding that the combination has greater relaxing effects than each stimulus separately, this under controlled conditions and with volunteers without disturbing any sleep.

Keywords — Pink noise, binaural sound, bispectral index.

Resumen — El sonido binaural es un tipo de sonido que permite experimentar una sensación auditiva espacial y tridimensional y, en investigaciones recientes, se ha utilizado como una alternativa a los fármacos para inducir un estado de relajación, incluso el propio sueño en varios experimentos con resultado prometedores y con nulos efectos adversos. Por otro lado, el ruido rosa (Pink Noise) es una clase especial de ruido blanco en el que la potencia por unidad de ancho de banda es mayor en el espectro de audio. Normalmente se genera en el espectro audible entre 20 Hz y 20 kHz, la lluvia, el sonido de un ventilador, una cascada o el sonido que se experimenta en un coche en movimiento tienen frecuencias de ruido rosa, de esta manera, resulta evidente por qué algunas personas entran en un estado de relajación o sueño al escuchar estos sonidos. Este trabajo presenta el diseño de un sistema de estimulación auditiva que combina la tecnología binaural y el sonido en frecuencias de ruido rosa para inducir un estado de sueño y sus efectos en el índice biespectral (BIS) que es utilizado para determinar el nivel de sedación en pacientes al momento de

encontrarse en un procedimiento quirúrgico y que permite, de igual forma, conocer el nivel de sueño en el que se encuentra la persona. Para esta investigación se desarrolló un algoritmo que combine el sonido binaural y el ruido rosa y se realizó el experimento en 12 enfermeros voluntarios con jornadas nocturnas de trabajo a los que se sometió a distintas estimulaciones auditivas (Sin sonido, con ruido rosa, con sonido binaural, y con sonido binaural en frecuencias de ruido rosa) encontrando que la combinación tiene mayores efectos relajantes que cada estímulo por separado, esto en condiciones controladas y con voluntarios sin ningún trastorno de sueño.

Palabras clave — Ruido rosa, Sonido binaural, índice biespectral.

I. INTRODUCCIÓN

En 2012, un estudio preliminar encontró que el ruido rosa podría ayudar a crear un sueño más estable [1] y más recientemente, un pequeño estudio anterior del 2017 encontró que escuchar ráfagas cortas de ruido rosa en un patrón en bucle puede mejorar el sueño profundo por lo que terapias en clínicas de sueño implementan el uso de un ventilador para inducir un estado de relajación den los pacientes [2].

Por lo tanto, ambos métodos de inducir un estado de sueño en pacientes con trastornos de sueño se han probado y experimentado por separado, por lo que al combinarse deben arrojar mejores resultados.

A partir de los datos de la Clínica del Trastornos del Sueño de la UNAM, se estima que, en nuestro país, alrededor del 45% de la población adulta presenta mala calidad del sueño. Lo anterior se refleja en la dificultad que las personas tienen para levantarse, así como como en constante somnolencia y cansancio durante las primeras horas de la mañana.

Existen más de 80 trastornos del sueño, y en su desarrollo pueden influir los estilos de vida, estrés, presencia de alergias, obesidad, consumo de sustancias como tabaco o caféina, alcohol y drogas, así como la obstrucción de las vías aéreas (fosas nasales, faringe, laringe, tráquea y bronquios) [3].

Si no se tratan estos padecimientos pueden ocasionar problemas de atención, concentración, memoria, y la

B Hojas técnicas



PC817 Series

PC817 Series

High Density Mounting Type Photocoupler

* Lead forming type (I type) and taping reel type (P type) are also available. (PC817I/PC817P)
 *** TÜV (VDE0884) approved type is also available as an option.

■ Features

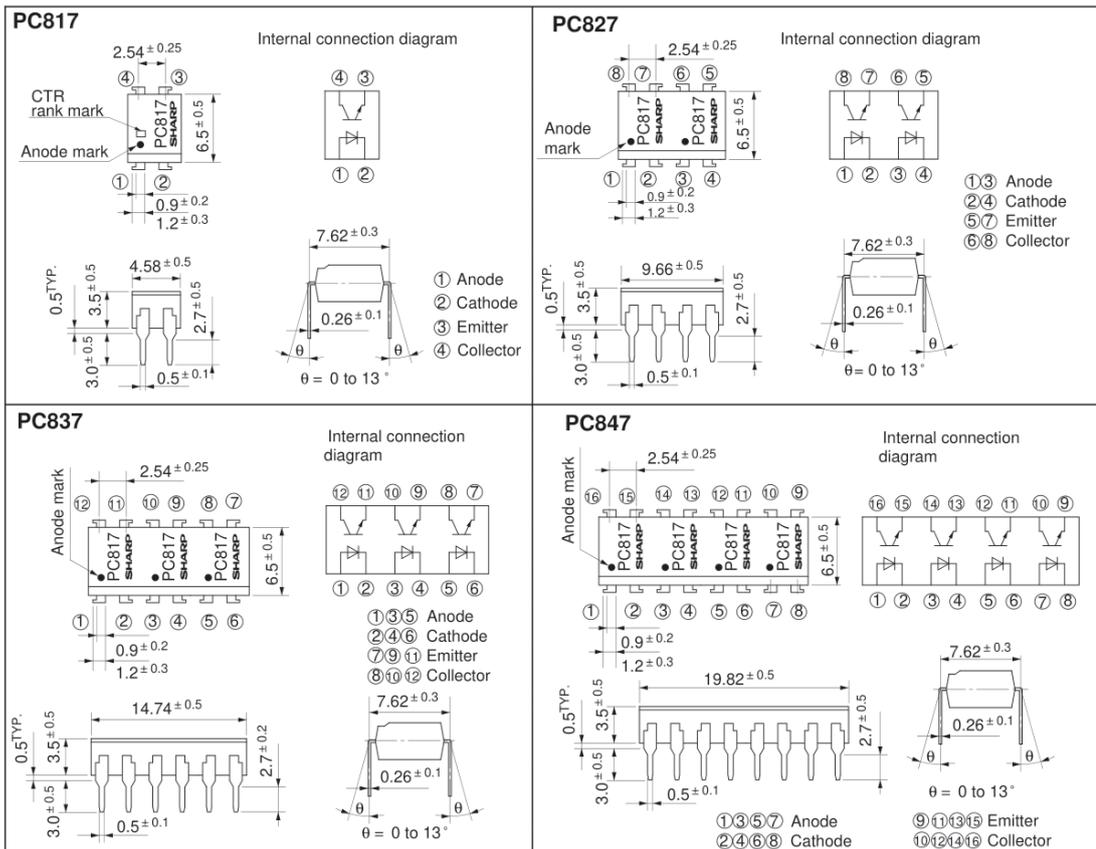
1. Current transfer ratio
(CTR: MIN. 50% at $I_F = 5\text{mA}$, $V_{CE} = 5\text{V}$)
2. High isolation voltage between input and output ($V_{iso} : 5000\text{V}_{rms}$)
3. Compact dual-in-line package
 PC817 : 1-channel type
 PC827 : 2-channel type
 PC837 : 3-channel type
 PC847 : 4-channel type
4. Recognized by UL, file No. E64380

■ Applications

1. Computer terminals
2. System appliances, measuring instruments
3. Registers, copiers, automatic vending machines
4. Electric home appliances, such as fan heaters, etc.
5. Signal transmission between circuits of different potentials and impedances

■ Outline Dimensions

(Unit : mm)



B 1.1 Optoacoplador.

■ Absolute Maximum Ratings (Ta= 25°C)

	Parameter	Symbol	Rating	Unit
Input	Forward current	I_F	50	mA
	*1Peak forward current	I_{FM}	1	A
	Reverse voltage	V_R	6	V
	Power dissipation	P	70	mW
Output	Collector-emitter voltage	V_{CEO}	35	V
	Emitter-collector voltage	V_{ECO}	6	V
	Collector current	I_C	50	mA
	Collector power dissipation	P_C	150	mW
	Total power dissipation	P_{tot}	200	mW
	*2Isolation voltage	V_{iso}	5 000	V_{rms}
	Operating temperature	T_{opr}	- 30 to + 100	°C
	Storage temperature	T_{sig}	- 55 to + 125	°C
	*3Soldering temperature	T_{sol}	260	°C

*1 Pulse width $\leq 100\mu s$, Duty ratio : 0.001

*2 40 to 60% RH, AC for 1 minute

*3 For 10 seconds

■ Electro-optical Characteristics (Ta= 25°C)

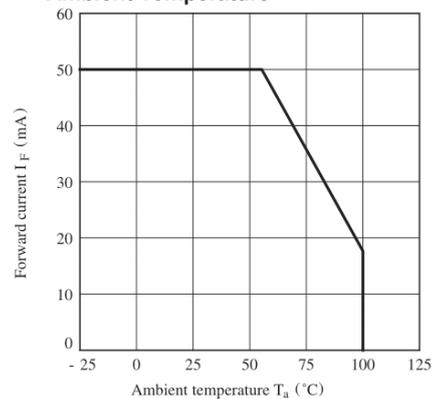
	Parameter	Symbol	Conditions	MIN.	TYP.	MAX.	Unit
Input	Forward voltage	V_F	$I_F = 20mA$	-	1.2	1.4	V
	Peak forward voltage	V_{FM}	$I_{FM} = 0.5A$	-	-	3.0	V
	Reverse current	I_R	$V_R = 4V$	-	-	10	μA
	Terminal capacitance	C_t	$V = 0, f = 1kHz$	-	30	250	pF
Output	Collector dark current	I_{CEO}	$V_{CE} = 20V$	-	-	10^{-7}	A
Transfer characteristics	*4Current transfer ratio	CTR	$I_F = 5mA, V_{CE} = 5V$	50	-	600	%
	Collector-emitter saturation voltage	$V_{CE(sat)}$	$I_F = 20mA, I_C = 1mA$	-	0.1	0.2	V
	Isolation resistance	R_{ISO}	DC500V, 40 to 60% RH	5×10^{10}	10^{11}	-	Ω
	Floating capacitance	C_f	$V = 0, f = 1MHz$	-	0.6	1.0	pF
	Cut-off frequency	f_c	$V_{CE} = 5V, I_C = 2mA, R_L = 100\Omega, - 3dB$	-	80	-	kHz
	Response time	Rise time	t_r	$V_{CE} = 2V, I_C = 2mA, R_L = 100\Omega$	-	4	18
Fall time		t_f	-		3	18	μs

*4 Classification table of current transfer ratio is shown below.

Model No.	Rank mark	CTR (%)
PC817A	A	80 to 160
PC817B	B	130 to 260
PC817C	C	200 to 400
PC817D	D	300 to 600
PC8*7AB	A or B	80 to 260
PC8*7BC	B or C	130 to 400
PC8*7CD	C or D	200 to 600
PC8*7AC	A, B or C	80 to 400
PC8*7BD	B, C or D	130 to 600
PC8*7AD	A, B, C or D	80 to 600
PC8*7	A, B, C, D or No mark	50 to 600

*: 1 or 2 or 3 or 4

Fig. 1 Forward Current vs. Ambient Temperature



B 1.2 Optoacoplador.



Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

Easy to use

- Gain set with one external resistor (Gain range 1 to 10,000)
- Wide power supply range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher performance than 3 op amp IA designs
- Available in 8-lead DIP and SOIC packaging
- Low power, 1.3 mA max supply current

Excellent dc performance (B grade)

- 50 μ V max, input offset voltage
- 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, input offset drift
- 1.0 nA max, input bias current
- 100 dB min common-mode rejection ratio (G = 10)

Low noise

- 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @ 1 kHz, input voltage noise
- 0.28 μ V p-p noise (0.1 Hz to 10 Hz)

Excellent ac specifications

- 120 kHz bandwidth (G = 100)
- 15 μ s settling time to 0.01%

APPLICATIONS

- Weigh scales
- ECG and medical instrumentation
- Transducer interface
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Battery-powered and portable equipment

CONNECTION DIAGRAM

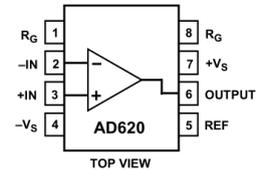


Figure 1. 8-Lead PDIP (N), Cerdip (Q), and SOIC (R) Packages

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to 10,000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery-powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max, and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications, such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, and 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01%, and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

Table 1. Next Generation Upgrades for AD620

Part	Comment
AD8221	Better specs at lower price
AD8222	Dual channel or differential out
AD8226	Low power, wide input range
AD8220	JFET input
AD8228	Best gain accuracy
AD8295	+2 precision op amps or differential out
AD8429	Ultra low noise

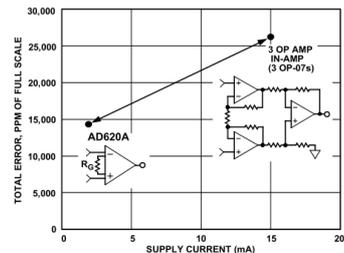


Figure 2. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

Rev. H

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
 Tel: 781.329.4700 www.analog.com
 Fax: 781.326.8703 © 2003–2011 Analog Devices, Inc. All rights reserved.

B 2.1 Amplificador de instrumentación

AD620

SPECIFICATIONS

Typical @ 25°C, $V_S = \pm 15\text{ V}$, and $R_L = 2\text{ k}\Omega$, unless otherwise noted.

Table 2.

Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN											
	$G = 1 + (49.4\text{ k}\Omega/R_G)$										
Gain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10\text{ V}$										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity	$V_{OUT} = -10\text{ V to }+10\text{ V}$										
G = 1–1000	$R_L = 10\text{ k}\Omega$		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1–100	$R_L = 2\text{ k}\Omega$		10	95		10	95		10	95	ppm
Gain vs. Temperature											
G = 1				10			10			10	ppm/°C
Gain > 1 ²				–50			–50			–50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET											
	(Total RTI Error = $V_{OSI} + V_{OSO}/G$)										
Input Offset, V_{OSI}	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		30	125		15	50		30	125	μV
Overtemperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			185			85			225	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Output Offset, V_{OSO}	$V_S = \pm 15\text{ V}$		400	1000		200	500		400	1000	μV
Overtemperature	$V_S = \pm 5\text{ V}$			1500			750			1500	μV
Average TC	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 15\text{ V}$			2000			1000			2000	μV
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$										
G = 1		80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Overtemperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Overtemperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		$\text{pA}/^\circ\text{C}$
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10 2			10 2			10 2		$\text{G}\Omega_{\text{pF}}$
Common-Mode			10 2			10 2			10 2		$\text{G}\Omega_{\text{pF}}$
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.2$	V
Overtemperature	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.3$	V
Overtemperature		$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.9$		$+V_S - 1.4$	V
Overtemperature		$-V_S + 2.1$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 2.1$		$+V_S + 2.1$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.4$	V

B 2.2 Amplificador de instrumentación

AD620												
Parameter	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Unit	
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		
Common-Mode Rejection												
Ratio DC to 60 Hz with 1 kΩ Source Imbalance	$V_{CM} = 0\text{ V to } \pm 10\text{ V}$											
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB	
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB	
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB	
G = 1000		110	130		120	130		110	130		dB	
OUTPUT												
Output Swing	$R_L = 10\text{ k}\Omega$ $V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 5\text{ V}$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	$-V_S + 1.1$		$+V_S - 1.2$	V	
Overtemperature		$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.4$		$+V_S - 1.3$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.3$	V	
Overtemperature Short Circuit Current	$V_S = \pm 5\text{ V to } \pm 18\text{ V}$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	$-V_S + 1.2$		$+V_S - 1.4$	V	
		$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.5$	$-V_S + 2.3$		$+V_S - 1.5$	V	
			± 18			± 18		± 18			mA	
DYNAMIC RESPONSE												
Small Signal -3 dB Bandwidth	10 V Step											
G = 1			1000			1000			1000		kHz	
G = 10			800			800			800		kHz	
G = 100			120			120			120		kHz	
G = 1000			12			12			12		kHz	
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/ μ s	
Settling Time to 0.01%												
G = 1-100			15			15			15		μ s	
G = 1000			150			150			150		μ s	
NOISE												
Voltage Noise, 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$											
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	
Output, Voltage Noise, e_{no}			72	100		72	100		72	100	nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz												
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	μ V p-p	
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	μ V p-p	
G = 100-1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	μ V p-p	
Current Noise	$f = 1\text{ kHz}$		100			100			100		fA/ $\sqrt{\text{Hz}}$	
0.1 Hz to 10 Hz				10			10			10		pA p-p
REFERENCE INPUT												
R_{IN}	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$		20			20			20		k Ω	
I_{IN}			50	60		50	60		50	60	μ A	
Voltage Range			$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.6$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.6$	$-V_S + 1.6$		$+V_S - 1.6$	V
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			
POWER SUPPLY												
Operating Range ⁴	$V_S = \pm 2.3\text{ V to } \pm 18\text{ V}$		± 2.3			± 2.3			± 2.3		± 18	V
Quiescent Current				0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA
Overtemperature				1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA
TEMPERATURE RANGE												
For Specified Performance			-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125		$^{\circ}\text{C}$	

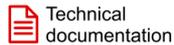
¹ See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.

² Does not include effects of external resistor R_G .

³ One input grounded. $G = 1$.

⁴ This is defined as the same supply range that is used to specify PSR.

B 2.3 Amplificador de instrumentación



TL081, TL081A, TL081B, TL081H
TL082, TL082A, TL082B, TL082H
TL084, TL084A, TL084B, TL084H

SLOS081M – FEBRUARY 1977 – REVISED DECEMBER 2021

TL08xx FET-Input Operational Amplifiers

1 Features

- High slew rate: 20 V/μs (TL08xH, typ)
- Low offset voltage: 1 mV (TL08xH, typ)
- Low offset voltage drift: 2 μV/°C
- Low power consumption: 940 μA/ch (TL08xH, typ)
- Wide common-mode and differential voltage ranges
 - Common-mode input voltage range includes V_{CC+}
- Low input bias and offset currents
- Low noise: $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ) at $f = 1 \text{ kHz}$
- Output short-circuit protection
- Low total harmonic distortion: 0.003% (typ)
- Wide supply voltage: ±2.25 V to ±20 V, 4.5 V to 40 V

2 Applications

- [Solar energy: string and central inverter](#)
- [Motor drives: AC and servo drive control and power stage modules](#)
- [Single phase online UPS](#)
- [Three phase UPS](#)
- [Pro audio mixers](#)
- [Battery test equipment](#)

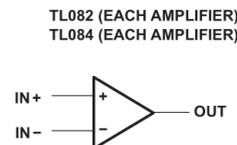
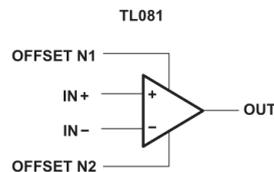
3 Description

The TL08xH (TL081H, TL082H, and TL084H) family of devices are the next-generation versions of the industry-standard TL08x (TL081, TL082, and TL084) devices. These devices provide outstanding value for cost-sensitive applications, with features including low offset (1 mV, typical), high slew rate (20 V/μs), and common-mode input to the positive supply. High ESD (1.5 kV, HBM), integrated EMI and RF filters, and operation across the full -40°C to 125°C enable the TL08xH devices to be used in the most rugged and demanding applications.

Device Information

PART NUMBER ⁽¹⁾	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TL081x	PDIP (8)	9.59 mm × 6.35 mm
	SC70 (5)	2.00 mm × 1.25 mm
	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
	SOT-23 (5)	1.60 mm × 1.20 mm
TL082x	PDIP (8)	9.59 mm × 6.35 mm
	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
	SOT-23 (8)	2.90 mm × 1.60 mm
	TSSOP (8)	4.40 mm × 3.00 mm
TL082M	CDIP (8)	9.59 mm × 6.67 mm
	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
TL084x	PDIP (14)	19.30 mm × 6.35 mm
	SO (14)	10.30 mm × 5.30 mm
	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
	SOT-23 (14)	4.20 mm × 2.00 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm × 4.40 mm
TL084M	CDIP (14)	19.56 mm × 6.92 mm
	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.



Logic Symbols



An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

B 3.1 Amplificador operacional



TL081, TL081A, TL081B, TL081H
 TL082, TL082A, TL082B, TL082H
 TL084, TL084A, TL084B, TL084H
 SLOS081M – FEBRUARY 1977 – REVISED DECEMBER 2021

6.11 Electrical Characteristics: TL08xH

For $V_S = (V_{CC+}) - (V_{CC-}) = 4.5\text{ V to }40\text{ V}$ ($\pm 2.25\text{ V to } \pm 20\text{ V}$) at $T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ connected to $V_S / 2$, $V_{CM} = V_S / 2$, and $V_{O\text{ UT}} = V_S / 2$, unless otherwise noted.

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
OFFSET VOLTAGE							
V_{OS}	Input offset voltage				± 1	± 4	mV
				$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$		± 5	
dV_{OS}/dT	Input offset voltage drift				± 2		$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
PSRR	Input offset voltage versus power supply	$V_S = 5\text{ V to }40\text{ V}$, $V_{CM} = V_S / 2$	$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$		± 1	± 10	$\mu\text{V}/\text{V}$
				Channel separation	$f = 0\text{ Hz}$		
INPUT BIAS CURRENT							
I_B	Input bias current				± 1	± 120	μA
				DCK and DBV packages	± 1	± 300	
				$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$ (1)		± 5	
I_{OS}	Input offset current				± 0.5	± 120	μA
				DCK and DBV packages	± 0.5	± 250	
				$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$ (1)		± 5	
NOISE							
E_N	Input voltage noise	$f = 0.1\text{ Hz to }10\text{ Hz}$			9.2		μV_{PP}
					1.4		μV_{RMS}
e_N	Input voltage noise density	$f = 1\text{ kHz}$			37		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
		$f = 10\text{ kHz}$			21		
i_N	Input current noise	$f = 1\text{ kHz}$			80		$\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$
INPUT VOLTAGE RANGE							
V_{CM}	Common-mode voltage range			$(V_{CC-}) + 1.5$		(V_{CC+})	V
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_S = 40\text{ V}$, $(V_{CC-}) + 2.5\text{ V} < V_{CM} < (V_{CC+}) - 1.5\text{ V}$			100	105	dB
CMRR	Common-mode rejection ratio		$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$		95		
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_S = 40\text{ V}$, $(V_{CC-}) + 2.5\text{ V} < V_{CM} < (V_{CC+})$			90	105	dB
CMRR	Common-mode rejection ratio		$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$		80		
INPUT CAPACITANCE							
Z_{ID}	Differential				100 2		$\text{M}\Omega$ pF
Z_{ICM}	Common-mode				6 1		$\text{T}\Omega$ pF
OPEN-LOOP GAIN							
A_{OL}	Open-loop voltage gain	$V_S = 40\text{ V}$, $V_{CM} = V_S / 2$, $(V_{CC-}) + 0.3\text{ V} < V_O < (V_{CC+}) - 0.3\text{ V}$	$T_A = -40^\circ\text{C to } 125^\circ\text{C}$		118	125	dB
A_{OL}	Open-loop voltage gain			$V_S = 40\text{ V}$, $V_{CM} = V_S / 2$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$, $(V_{CC-}) + 1.2\text{ V} < V_O < (V_{CC+}) - 1.2\text{ V}$		115	
FREQUENCY RESPONSE							
GBW	Gain-bandwidth product				5.25		MHz
SR	Slew rate	$V_S = 40\text{ V}$, $G = +1$, $C_L = 20\text{ pF}$			20		$\text{V}/\mu\text{s}$
t_S	Settling time	To 0.1%, $V_S = 40\text{ V}$, $V_{STEP} = 10\text{ V}$, $G = +1$, $C_L = 20\text{ pF}$			0.63		μs
		To 0.1%, $V_S = 40\text{ V}$, $V_{STEP} = 2\text{ V}$, $G = +1$, $C_L = 20\text{ pF}$			0.56		
		To 0.01%, $V_S = 40\text{ V}$, $V_{STEP} = 10\text{ V}$, $G = +1$, $C_L = 20\text{ pF}$			0.91		
		To 0.01%, $V_S = 40\text{ V}$, $V_{STEP} = 2\text{ V}$, $G = +1$, $C_L = 20\text{ pF}$			0.48		
	Phase margin	$G = +1$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$, $C_L = 20\text{ pF}$			56		$^\circ$
	Overload recovery time	$V_{IN} \times \text{gain} > V_S$			300		ns

B 3.2 Amplificador operacional

TL081, TL081A, TL081B, TL081H
 TL082, TL082A, TL082B, TL082H
 TL084, TL084A, TL084B, TL084H

SLOS081M – FEBRUARY 1977 – REVISED DECEMBER 2021



6.11 Electrical Characteristics: TL08xH (continued)

For $V_S = (V_{CC+}) - (V_{CC-}) = 4.5\text{ V to }40\text{ V}$ ($\pm 2.25\text{ V to } \pm 20\text{ V}$) at $T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$ connected to $V_S / 2$, $V_{CM} = V_S / 2$, and $V_{O\text{ UT}} = V_S / 2$, unless otherwise noted.

PARAMETER		TEST CONDITIONS		MIN	TYP	MAX	UNIT
THD+N	Total harmonic distortion + noise	$V_S = 40\text{ V}$, $V_O = 6\text{ V}_{RMS}$, $G = +1$, $f = 1\text{ kHz}$			0.00012		%
EMIRR	EMI rejection ratio	$f = 1\text{ GHz}$			53		dB
OUTPUT							
	Voltage output swing from rail	Positive rail headroom	$V_S = 40\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$		115	210	mV
			$V_S = 40\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$		520	965	
		Negative rail headroom	$V_S = 40\text{ V}$, $R_L = 10\text{ k}\Omega$		105	215	
			$V_S = 40\text{ V}$, $R_L = 2\text{ k}\Omega$		500	1030	
I_{SC}	Short-circuit current				± 26		mA
C_{LOAD}	Capacitive load drive				300		pF
Z_O	Open-loop output impedance	$f = 1\text{ MHz}$, $I_O = 0\text{ A}$			125		Ω
POWER SUPPLY							
I_Q	Quiescent current per amplifier	$I_O = 0\text{ A}$	$T_A = -40^\circ\text{C to }125^\circ\text{C}$		937.5	1125	μA
				$I_O = 0\text{ A}$, (TL081H)	960	1156	
		$I_O = 0\text{ A}$			1130		
		$I_O = 0\text{ A}$, (TL082H)			1143		
		$I_O = 0\text{ A}$, (TL081H)			1160		
	Turn-On Time	At $T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = 40\text{ V}$, V_S ramp rate $> 0.3\text{ V}/\mu\text{s}$			60		μs

(1) Max I_B and I_{OS} data is specified based on characterization results.

B 3.3 Amplificador operacional



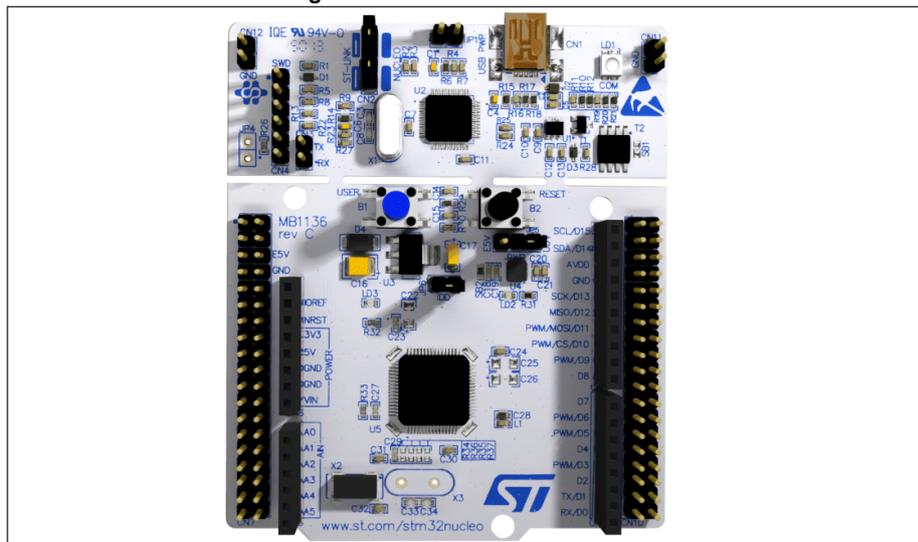
UM1724 User manual

STM32 Nucleo-64 boards (MB1136)

Introduction

The STM32 Nucleo-64 boards based on the MB1136 reference board (NUCLEO-F030R8, NUCLEO-F070RB, NUCLEO-F072RB, NUCLEO-F091RC, NUCLEO-F103RB, NUCLEO-F302R8, NUCLEO-F303RE, NUCLEO-F334R8, NUCLEO-F401RE, NUCLEO-F410RB, NUCLEO-F411RE, NUCLEO-F446RE, NUCLEO-L010RB, NUCLEO-L053R8, NUCLEO-L073RZ, NUCLEO-L152RE, NUCLEO-L452RE, NUCLEO-L476RG) provide an affordable and flexible way for users to try out new concepts and build prototypes with the STM32 microcontrollers in the LQFP64 package, choosing from the various combinations of performance, power consumption, and features. The ARDUINO® Uno V3 connectivity support and the ST morpho headers provide an easy means of expanding the functionality of the Nucleo open development platform with a wide choice of specialized shields. The STM32 Nucleo boards do not require any separate probe as they integrate the ST-LINK/V2-1 debugger and programmer. The STM32 Nucleo boards come with the comprehensive free software libraries and examples available with the STM32Cube MCU Packages, as well as direct access to the Arm® Mbed™ online resources at <http://mbed.org/>.

Figure 1. STM32 Nucleo-64 board



Picture is not contractual.



B 4.1 Microcontrolador

Table 24. ST morpho connector on NUCLEO-F030R8 (continued)

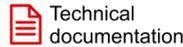
CN7 odd pins		CN7 even pins		CN10 odd pins		CN10 even pins	
Pin	Name	Name	Pin	Pin	Name	Name	Pin
27	PC15	PA0	28	27	PB4	PB14	28
29	PF0	PA1	30	29	PB5	PB13	30
31	PF1	PA4	32	31	PB3	AGND	32
33	VBAT	PB0	34	33	PA10	PC4	34
35	PC2	PC1 or PB9 ⁽⁴⁾	36	35	PA2	PF5	36
37	PC3	PC0 or PB8 ⁽⁴⁾	38	37	PA3	PF4	38

1. The default state of BOOT0 is LOW. It can be set to HIGH when a jumper is on pin5-7 of CN7. Two unused jumpers are available on CN11 and CN12 (bottom side of the board).
2. U5V is 5 V power from ST-LINK/V2-1 USB connector and it rises before +5V.
3. PA13 and PA14 share with SWD signals connected to ST-LINK/V2-1, it is not recommended to use them as IO pins if the ST-LINK part is not cut.
4. Refer to [Table 10: Solder bridges](#) for details.

Table 25. ST morpho connector on NUCLEO-F070RB

CN7 odd pins		CN7 even pins		CN10 odd pins		CN10 even pins	
Pin	Name	Name	Pin	Pin	Name	Name	Pin
1	PC10	PC11	2	1	PC9	PC8	2
3	PC12	PD2	4	3	PB8	PC6	4
5	VDD	E5V	6	5	PB9	PC5	6
7	BOOT0 ⁽¹⁾	GND	8	7	AVDD	U5V ⁽²⁾	8
9	-	-	10	9	GND	-	10
11	-	IOREF	12	11	PA5	PA12	12
13	PA13 ⁽³⁾	RESET	14	13	PA6	PA11	14
15	PA14 ⁽³⁾	+3.3V	16	15	PA7	PB12	16
17	PA15	+5V	18	17	PB6	PB11	18
19	GND	GND	20	19	PC7	GND	20
21	PB7	GND	22	21	PA9	PB2	22
23	PC13	VIN	24	23	PA8	PB1	24
25	PC14	-	26	25	PB10	PB15	26
27	PC15	PA0	28	27	PB4	PB14	28
29	PF0	PA1	30	29	PB5	PB13	30
31	PF1	PA4	32	31	PB3	AGND	32
33	VDD	PB0	34	33	PA10	PC4	34
35	PC2	PC1 or PB9 ⁽⁴⁾	36	35	PA2	-	36
37	PC3	PC0 or PB8 ⁽⁴⁾	38	37	PA3	-	38

1. The default state of BOOT0 is LOW. It can be set to HIGH when a jumper is on pin5-7 of CN7.
2. U5V is 5 V power from ST-LINK/V2-1 USB connector and it rises before +5V.
3. PA13 and PA14 share with SWD signals connected to ST-LINK/V2-1, it is not recommended to use them as IO pins if the ST-LINK part is not cut.
4. Refer to [Table 10: Solder bridges](#) for details.



TL081, TL081A, TL081B, TL081H
TL082, TL082A, TL082B, TL082H
TL084, TL084A, TL084B, TL084H

SLOS081M – FEBRUARY 1977 – REVISED DECEMBER 2021

TL08xx FET-Input Operational Amplifiers

1 Features

- High slew rate: 20 V/μs (TL08xH, typ)
- Low offset voltage: 1 mV (TL08xH, typ)
- Low offset voltage drift: 2 μV/°C
- Low power consumption: 940 μA/ch (TL08xH, typ)
- Wide common-mode and differential voltage ranges
 - Common-mode input voltage range includes V_{CC+}
- Low input bias and offset currents
- Low noise:
 $V_n = 18 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (typ) at $f = 1 \text{ kHz}$
- Output short-circuit protection
- Low total harmonic distortion: 0.003% (typ)
- Wide supply voltage:
 $\pm 2.25 \text{ V}$ to $\pm 20 \text{ V}$, 4.5 V to 40 V

2 Applications

- [Solar energy: string and central inverter](#)
- [Motor drives: AC and servo drive control and power stage modules](#)
- [Single phase online UPS](#)
- [Three phase UPS](#)
- [Pro audio mixers](#)
- [Battery test equipment](#)

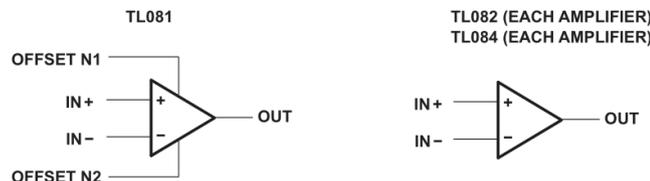
3 Description

The TL08xH (TL081H, TL082H, and TL084H) family of devices are the next-generation versions of the industry-standard TL08x (TL081, TL082, and TL084) devices. These devices provide outstanding value for cost-sensitive applications, with features including low offset (1 mV, typical), high slew rate (20 V/μs), and common-mode input to the positive supply. High ESD (1.5 kV, HBM), integrated EMI and RF filters, and operation across the full -40°C to 125°C enable the TL08xH devices to be used in the most rugged and demanding applications.

Device Information

PART NUMBER ⁽¹⁾	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
TL081x	PDIP (8)	9.59 mm × 6.35 mm
	SC70 (5)	2.00 mm × 1.25 mm
	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
	SOT-23 (5)	1.60 mm × 1.20 mm
TL082x	PDIP (8)	9.59 mm × 6.35 mm
	SO (8)	6.20 mm × 5.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.90 mm
	SOT-23 (8)	2.90 mm × 1.60 mm
	TSSOP (8)	4.40 mm × 3.00 mm
TL082M	CDIP (8)	9.59 mm × 6.67 mm
	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm
TL084x	PDIP (14)	19.30 mm × 6.35 mm
	SO (14)	10.30 mm × 5.30 mm
	SOIC (14)	8.65 mm × 3.91 mm
	SOT-23 (14)	4.20 mm × 2.00 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm × 4.40 mm
TL084M	CDIP (14)	19.56 mm × 6.92 mm
	LCCC (20)	8.89 mm × 8.89 mm

(1) For all available packages, see the orderable addendum at the end of the data sheet.



Logic Symbols

An IMPORTANT NOTICE at the end of this data sheet addresses availability, warranty, changes, use in safety-critical applications, intellectual property matters and other important disclaimers. PRODUCTION DATA.

B 5.1 Amplificador operacional

TL081, TL081A, TL081B, TL081H
 TL082, TL082A, TL082B, TL082H
 TL084, TL084A, TL084B, TL084H
 SLOS081M – FEBRUARY 1977 – REVISED DECEMBER 2021



6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings: TL08xH

over operating ambient temperature range (unless otherwise noted) ⁽¹⁾

		MIN	MAX	UNIT
Supply voltage, $V_S = (V_{CC+}) - (V_{CC-})$		0	42	V
Signal input pins	Common-mode voltage ⁽³⁾	$(V_{CC-}) - 0.5$	$(V_{CC+}) + 0.5$	V
	Differential voltage ⁽³⁾		$V_S + 0.2$	V
	Current ⁽³⁾	-10	10	mA
Output short-circuit ⁽²⁾		Continuous		
Operating ambient temperature, T_A		-55	150	°C
Junction temperature, T_J			150	°C
Storage temperature, T_{stg}		-65	150	°C

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, which do not imply functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions*. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) Short-circuit to ground, one amplifier per package.
- (3) Input pins are diode-clamped to the power-supply rails. Input signals that may swing more than 0.5 V beyond the supply rails must be current limited to 10 mA or less.

6.2 Absolute Maximum Ratings: All Other Devices

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted) ⁽¹⁾

		MIN	MAX	UNIT
$V_{CC+} - V_{CC-}$	Supply voltage ⁽²⁾	-18	18	V
V_{ID}	Differential input voltage ⁽³⁾	-30	+30	V
V_I	Input voltage ^{(2) (4)}	-15	+15	V
	Duration of output short circuit ⁽⁵⁾	Unlimited		
	Continuous total power dissipation	See Section 6.15		
T_{stg}	Storage temperature	-65	150	°C

- (1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.
- (2) All voltage values, except differential voltages, are with respect to the midpoint between V_{CC+} and V_{CC-} .
- (3) Differential voltages are at $IN+$, with respect to $IN-$.
- (4) The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 V, whichever is less.
- (5) The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

6.3 ESD Ratings: TL08xH

		VALUE	UNIT
TL084H			
$V_{(ESD)}$	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±1500
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±1000
TL082H and TL081H			
$V_{(ESD)}$	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000
		Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101 ⁽²⁾	±1000

- (1) JEDEC document JEP155 states that 500-V HBM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.
- (2) JEDEC document JEP157 states that 250-V CDM allows safe manufacturing with a standard ESD control process.

C. Programación

```
1 %Sonido Rosa binaural
2 clc;
3 clear all;
4 close all;
5 cn = dsp.ColoredNoise('pink','SamplesPerFrame',44100,'NumChannels',1);
6 x = cn();
7 subplot(2,1,1)
8 plot(x(:,1)); title('Canal_1'); axis tight;
9 xlabel('Tiempo [ms]')
10 ylabel('Amplitud')
11 N=length(x);
12 for i=1:N
13     x(i,2)=x(i,1)+5;
14 end
15 subplot(2,1,2)
16 plot(x(:,2)); title('Canal_2'); axis tight;
17 xlabel('Tiempo [ms]')
18 ylabel('Amplitud')
```

C 1. Parte del programa para la generación del ruido rosa

```

1  clc;
2  clear all;
3  close all;
4
5  %%%n canal
6  cn = dsp.ColoredNoise('pink','SamplesPerFrame',44100);
7  x = cn();
8  Fs = 1;
9  [Pxx,F] = pwelch(x,hamming(128),[],[],Fs,'psd');
10 PSDPink = 1./F(2:end);
11 10*log10(PSDPink),'r','linewidth',2)
12 legend('DEP_estimada','DEP_Teorica')
13
14
15 %%% Dos canales
16 Fs=44100;
17 cn = dsp.ColoredNoise('pink','SamplesPerFrame',Fs,'NumChannels',2);
18 x = cn();
19 Ns = 1;
20 Pxx = zeros(129,size(x,2));
21 for nn = 1:size(x,2)
22 [Pxx(:,nn),F] = pwelch(x(:,nn),hamming(128),[],[],Ns,'psd');
23 end
24 PSDPink = 1./F(2:end);
25 % for i=0:3
26 % play(x(:,1),Fs)
27 % pause(0.1)
28 % end
29 [y Fs]=audioread('S10s.wav');
30 S=3;
31 T=length(y);
32 df=5;
33 A=0.6;
34 f1=332;
35 f2=f1+df;
36 ss1=A.*sin(2*pi*f1*t)';
37 ss2=A.*sin(2*pi*f2*t)';
38 smi=ss1+y(:,1);
39 % smi=ss1;
40 smd=ss2+y(:,2);
41 % smd=ss2;
42 sm=[smi smd];
43 smt=repmat(sm,60,1);
44 % sound(smt,Fs)

```

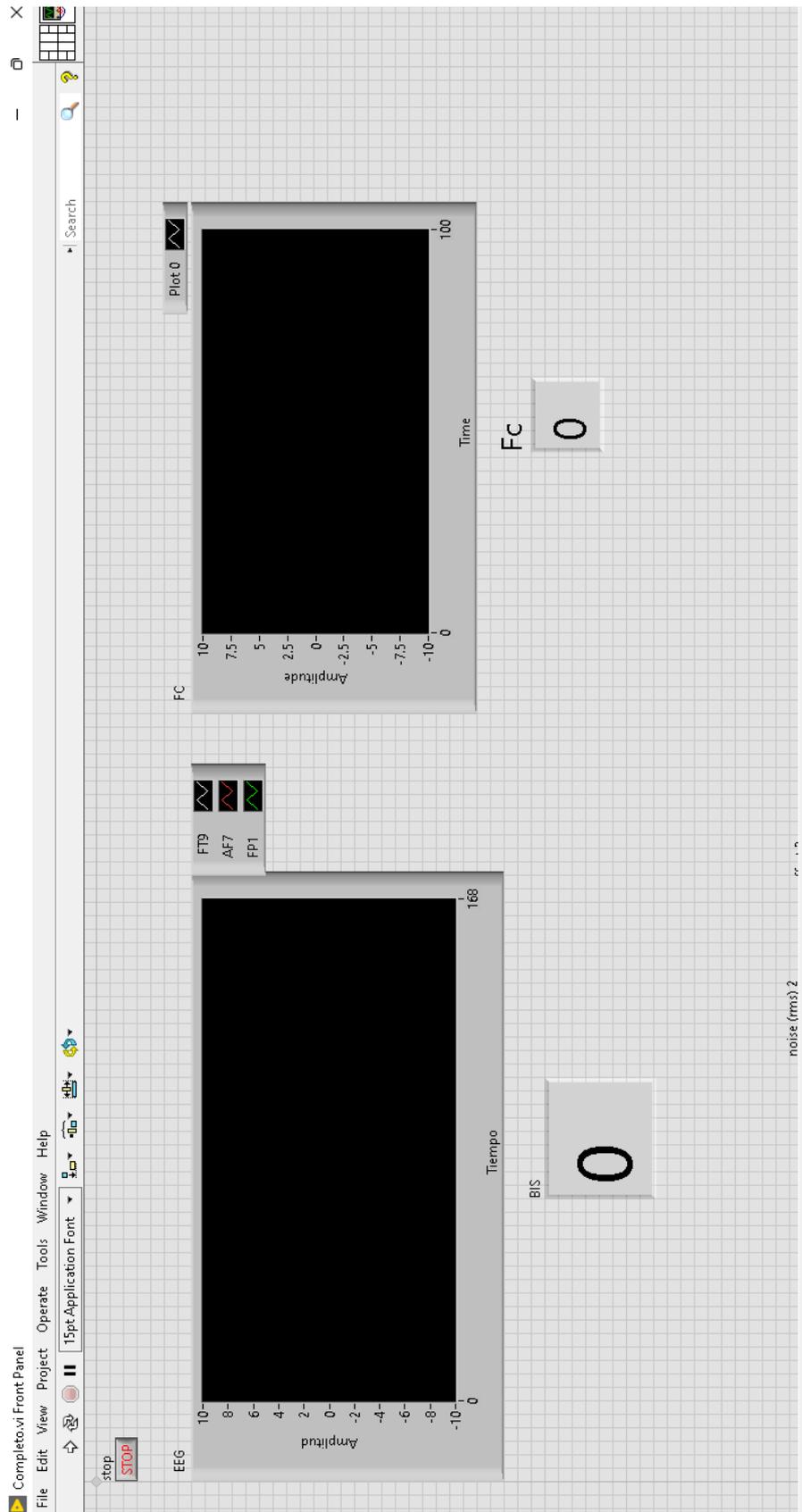
C 2 Parte del programa para la generación del sonido binaural en frecuencias de ruido rosa.

```

1 y = y1~y2; % Senal compuesta para aumentar el CMR y1, y2 son registros
  de 2 s
2 N = length(y); % Numero de muestras de la senal
3 N1 = N/20; % Filas
4 N2 = 20; % Columnas
5 % plot(y)
6 NewY = (reshape(y,N2,N1))'; % Reordenamos el vector de datos en una
  matriz N1xN2
7 Coefk = zeros(size(NewY)); % Vector para guardar los datos de los
  coeficientes
8 % Realiza la FFT en las columnas
9 for i = 1:N2 % 1:20
10     for j = 0:N1~1 % Frecuencia analizada
11         sum = 0;
12         for k = 0:N1~1 % numero de muestras analizadas
13             sum = sum + NewY(k+1,i)*exp(~2i*pi*k*j/N1);
14         end
15         Coefk(j+1,i) = sum;
16     end
17 end
18 % Factor de giro
19 for i = 1:N2 % Columnas
20     for j = 1:N1 % Filas
21         Coefk(j,i) = Coefk(j,i)*exp(~2i*pi*(i~1)*(j~1)/N);
22     end
23 end
24
25 Coef2k = Coefk;
26 % Realiza la FFT en las filas
27 for i = 1:N1 % 1:50
28     for j = 0:N2~1 % Frecuencia analizada
29         sum = 0;
30         for k = 0:N~1 % Numero de muestras analizadas
31             sum = sum + Coef2k(i,k+1)*exp(~2i*pi*j*k/N2);
32         end
33         Coefk(i,j+1) = sum;
34     end
35 end
36 % Calcular magnitudes de la matriz de coeficientes
37 % Reordena los datos en un vector
38 P = reshape(Coefk,1,N);
39 % Espectro bilateral
40 P2 = abs(P/N);
41 % Espectro unilateral basado en el bilateral y longitud
42 P1 = P2(1:N/2+1);
43 P1(2:end~1) = 2*P1(2:end~1);
44 f =Fs*(0:(N/2))/N;
45 figure()
46 subplot(2,1,1)
47 plot(f,P1)
48 title('Cooley~Tukey')

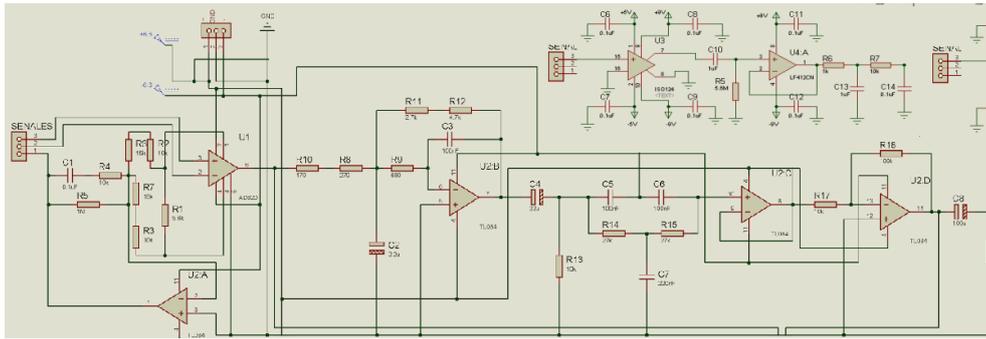
```

C 3 Algoritmo de Cooley-Tukey para la FFT de la señal.

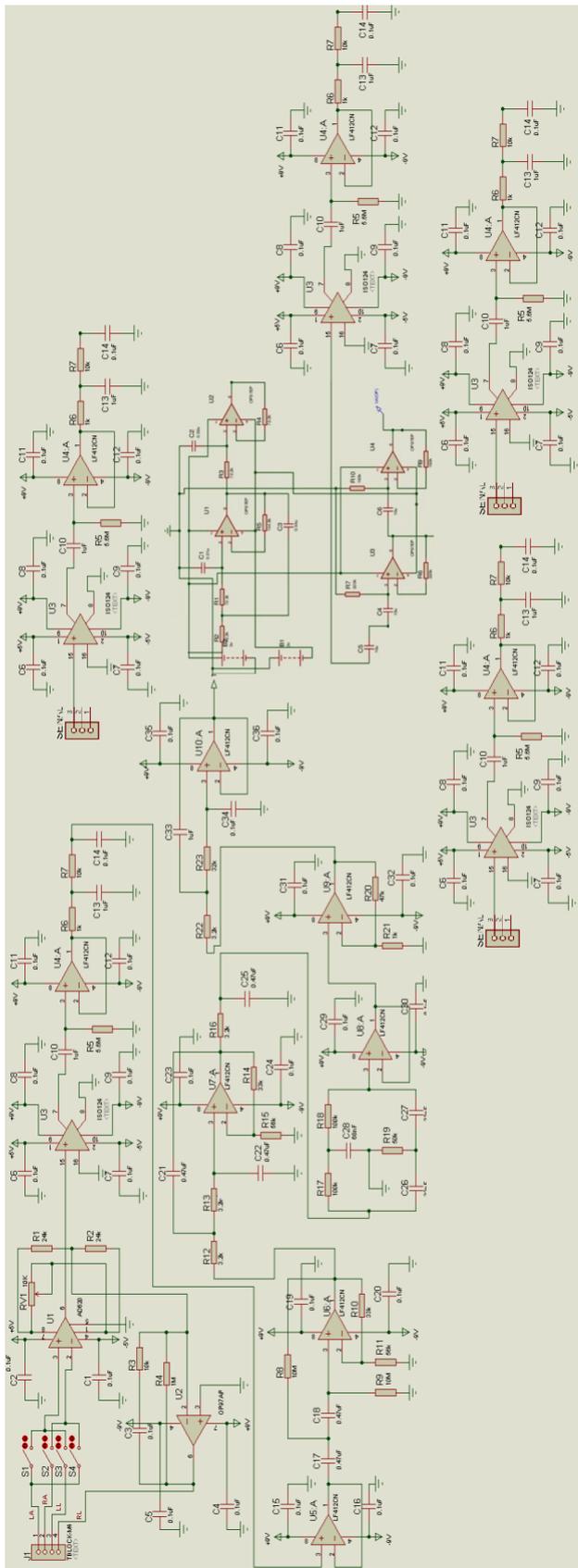


C 4 Panel frontal del programa en LabView para el despliegue de las bioseñales adquiridas, valor del BIS y FC.

D. Diagramas esquemáticos



D 1 Circuito de frecuencia cardíaca



D 2. Circuito de EEG de 4 electrodos BIS