



CCADET

CENTRO DE CIENCIAS APLICADAS Y DESARROLLO TECNOLÓGICO
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Informe Técnico

POLISOMNÓGRAFO

Responsable: Sergio Quintana Thierry

Co-responsable: Juan Ricardo Damián Zamacona

Participante: José Castillo Hernández

2010

Laboratorio de Electrónica
Desarrollo Tecnológico

Proyecto financiado por Facultad de Medicina-UNAM

Título: Polisomnógrafo

Autores: Sergio Quintana Thierry, Juan Ricardo Damián Zamacona,
José Castillo Hernández

Laboratorio de Electrónica CCADET-UNAM

RESUMEN

En este trabajo se da a conocer la forma en la que se implementó un equipo biomédico para el estudio de trastornos de sueño comúnmente conocido como polisomnógrafo. En general, el equipo cuenta con un frente de entrada a base de amplificadores de instrumentación y filtros pasivos para limitar el posible ruido que se pudiera introducir al sistema a través de los sensores, después de esto, las señales conocidas como de AC pasan a unos multiplexores para seleccionar entre la señal de referencia o la señales que proviene de los sensores, de aquí, las señales pasan a una etapa de conversión analógico-digital (A/D) para ser procesadas y almacenadas por medio de una computadora. Por otro lado las señales de DC también tienen el mismo tratamiento, solo que estas no son multiplexadas. La señal de oximetría es la única que no requiere ser acondicionada dado que esta se inyecta directamente a la etapa de conversión A/D. El programa de captura está desarrollado en Lab View y es capaz de almacenar 24 canales de AC y los 7 canales de CD al mismo tiempo, además, se puede desplegar en la pantalla de la PC el estudio completo almacenado en memoria, seleccionando los canales que se requieren ver. Al momento de la captura también se puede seleccionar el filtrado y la ganancia más adecuados para cada señal empleando para ello filtros digitales.

INDICE

INTRODUCCIÓN	3
1. DESARROLLO	6
1.1 Señales de DC	6
1.1.1. Sensado de variables	6
1.1.1.1. Flujo respiratorio	6
1.1.1.2. Expansión torácica	7
1.1.1.3. Posición corporal	8
1.1.1.4. Saturación de oxígeno en sangre (SpO2)	12
1.1.1.5. Ronquido	21
1.1.1.6. Sensores de EEG y ECG	21
1.2. Circuitos electrónicos	28
1.2.1. Señales de DC	28
1.2.2. Señales de AC	43
1.2.3. Etapa A/D	52
1.2.4. Fuente de alimentación	54
1.2.5. Interconexión de elementos	55
1.2.6. Gabinete	68
1.2.7. Software	71
2. PRUEBAS Y RESULTADOS	75
3. CONCLUSIONES	76
APENDICE A: Circuitos impresos	77
APENDICE B: Lista de partes	84
APENDICE C: Hojas de especificaciones	86
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS	93

INTRODUCCION

Un polisomnógrafo es un instrumento biomédico el cual puede registrar señales en pacientes que presentan algún trastorno de sueño tales como ECG, EEG, Oximetría de pulsos, Posición corporal, Ronquido, Expansión torácica, Flujo nasal, Flujo bucal [Webster, 1988] y algunas otras dependiendo del tipo de estudio que sea requerido.



Figura 1. Polisomnógrafo comercial

Los equipos comerciales cuentan con varios elementos que se cotizan por separado como son la caja de amplificadores, los electrodos, los sensores, la computadora, la caja de conexiones rápidas, el software, etc. En la figura 1 se puede apreciar una imagen de un equipo comercial de la empresa Bio.logic.

Se estima que en México el 30% de los habitantes sufren algún trastorno del sueño, acarreado con esto, otros problemas secundarios, pero no por ello menos graves, tal como presentar cansancio a lo largo del día con la consecuencia obvia del bajo rendimiento en el trabajo o en sus actividades diarias, tan grave es esto que, cuando una persona esta constantemente cansada puede sufrir incluso un infarto, embolia o enfermedad de tipo cardiaca o cerebro-vascular. Las clínicas en el país, para atender este tipo de padecimientos actualmente son muy pocas y por lo mismo, se cuenta con pocos equipos para realizar los estudios necesarios, es por esto que la clínica del sueño de la facultad de medicina de la UNAM acudió al CCADET para solicitarle el desarrollo de un equipo lo más parecido a uno comercial y de esta forma poder dotar de equipos propios a más

de sus clínicas, o sustituir los equipos que actualmente tienen dado que se encuentran en pésimas condiciones.

Una de las razones fuertes de esto último, es que cada equipo es muy caro, ya que su precio llega a oscilar al rededor del millón de pesos dado que son equipos de importación, además, todos los consumibles se tienen que importar. Por otro lado el mantenimiento que requieren para operar adecuadamente es muy caro dado que es necesario traer al especialista desde el extranjero.

El equipo diseñado, actualmente se encuentra en la etapa de “pruebas de campo” por parte de los técnicos de la clínica del sueño. Es en esta etapa donde, en primer lugar, se le tendrá que dar una aplicación enfocada a la investigación y posteriormente un uso clínico, una vez validado y autorizado por la SSA. Este último paso le correspondería realizarlo a la facultad de medicina dado que eso fue lo convenido.

1 DESARROLLO

1.1 Señales de DC

Son varias las señales de DC que requieren ser conocidas por el médico especialista para poder hacer un diagnóstico adecuado de cada paciente y de esta manera detectar enfermedades del sueño tales como las apneas, trastornos respiratorios como el ronquido, desordenes mentales, etc. Esto hace necesario sensor diferentes señales biológicas tales como el flujo respiratorio, el cual puede ser nasal o bucal, el ronquido, la expansión torácica, la posición corporal, el ritmo cardiaco y la saturación de oxígeno en sangre.

Para la correcta presentación de las variables mencionadas, es necesario un tratamiento adecuado de estas, lo cual involucra varios pasos tales como:

Sensado de la variable, acondicionamiento, amplificación, filtrado, aislamiento y lectura.

1.1.1 Sensado de variables

El sensado de variables involucra la selección del elemento transductor adecuado, así como su caracterización. A continuación se presenta por separado el estudio de cada elemento transductor, las características de cada elemento y las señales obtenidas.

1.1.1.1 Flujo respiratorio

Para el sensado de esta variable se tienen disponibles sensores del tipo termopar o del tipo termistor. En este diseño se emplearon sensores del primer tipo, los cuales son autogeneradores ya que entregan un voltaje proporcional a una variación de temperatura sin necesidad de una polarización adicional, esto resultó adecuado dado que como este elemento es colocado a la entrada de las fosas nasales y en estos puntos se tiene una variación en la temperatura debido a la diferencia de temperaturas del aire que se inhala y se exhala, entonces se aprovecha este cambio para sensor el ritmo respiratorio enviando a un amplificador de instrumentación la señal capturada por los termopares.

La sensibilidad del termopar es de 2 a 30 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ (datos del fabricante), la amplitud de la señal puede variar de manera considerable dependiendo de la posición del paciente, el flujo de aire del paciente, la posición al dormir, la temperatura de la habitación etc.

La amplitud típica de la señal a la salida del sensor es del orden de 400 μV pico a pico, la impedancia de salida es de 7ohms, y el conector es del tipo estándar 1.5mm, además de 2.13 m de longitud en el cable. En la figura 2 se muestra el sensor utilizado para detectar el flujo respiratorio.

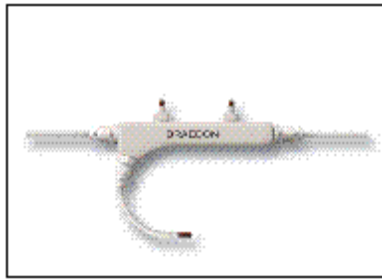


Figura 2. Arreglo de termopares bucal y nasal

La forma de colocarlo en el paciente es como se muestra en la figura 3, se debe introducir un termopar en cada fosa nasal y uno más en la boca. Para asegurar que los termopares no se muevan de su posición es necesario utilizar una cinta para adherirlos a la cara del paciente.



Figura 3. Forma de colocar en el paciente el sensor de flujo respiratorio.

1.1.1.2 Expansión torácica

Para detectar la expansión torácica se utilizó un sensor de esfuerzo respiratorio piezoeléctrico con una sensibilidad de 2-30 $\mu\text{V}/\text{mm}$, la amplitud típica a la salida del sensor es de 600 μV pico a pico y para su conexión tiene un cable de 2.13m.,

además cuenta con un conector “plug” invertido macho de 1.5mm. Dado que el sensor es piezoeléctrico no necesita de batería de alimentación al igual que el sensor de flujo respiratorio. La forma de colocar el sensor en el paciente en estudio es mediante una banda, la cual se sujeta a la altura del pecho o en el abdomen de tal forma que sea posible detectar la expansión y contracción al momento de respirar, esto se muestra en la figura 4. En este diseño de polisomnógrafo solamente se tiene capacidad para conectar una sola banda a la caja de los amplificadores por lo que el técnico especialista elegirá la mejor manera de colocarla en el paciente.

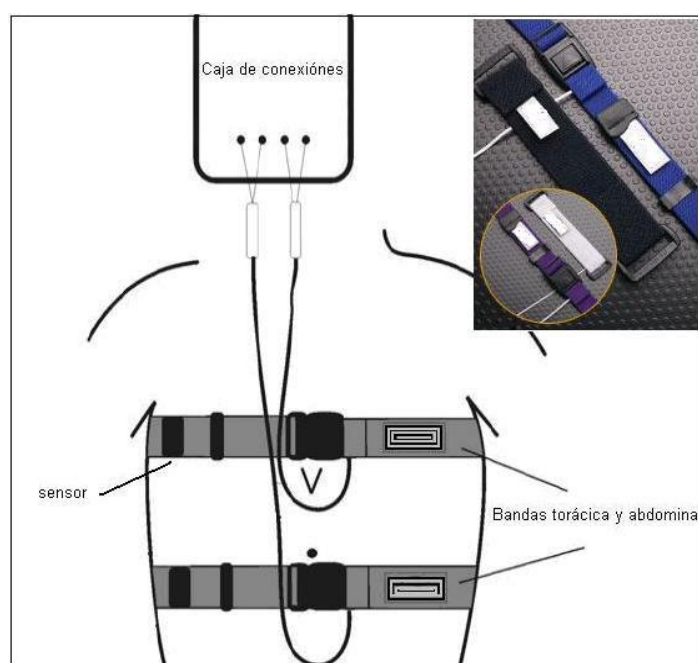


Figura 4. Formas de colocar la banda para sensor expansión torácica.

1.1.1.3 Posición corporal

Para medir esta variable, la cual también en ocasiones es indispensable en algunos estudios de trastornos del sueño, se utilizó un sensor de tipo electro-mecánico. Este sensor envía una señal la cual se conecta normalmente en equipos comerciales a una interfaz especial para, de esta forma, poder tener una señal de voltaje que indique la posición del paciente. La forma de conexión típica de este tipo de sensores se muestra en la figura 5.

El sensor de posición corporal de tipo comercial mas empleado en estudios de trastornos del sueño está compuesto por una bola recubierta de oro la cual gira en el interior de una caja, en la que se tienen una serie de contactos, los cuales son activados o desactivados por la bola de acuerdo a la posición del paciente en estudio. En la figura 6 se muestra la conexión interna de elementos para este tipo de sensores.

El sensor se puede fijar en la banda del sensor de expansión torácica mediante una cinta de velcro (ver figura 5), de esta forma es posible saber si durante cierto lapso, la persona se colocó en determinada posición durante el estudio del sueño.

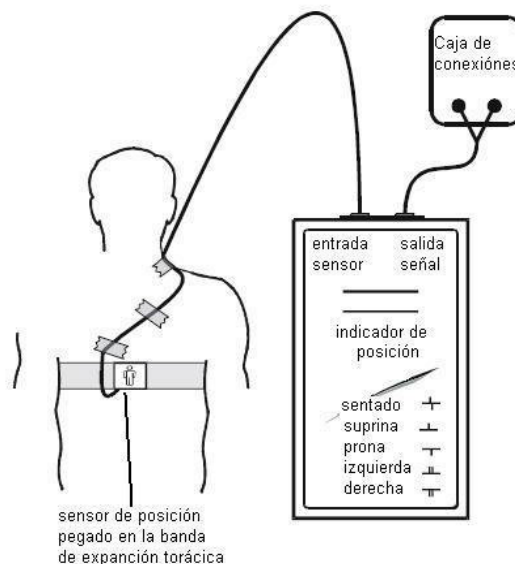


Figura 5. Sensor de posición corporal comercial tipo mecánico con interfaz de conexión incluida.

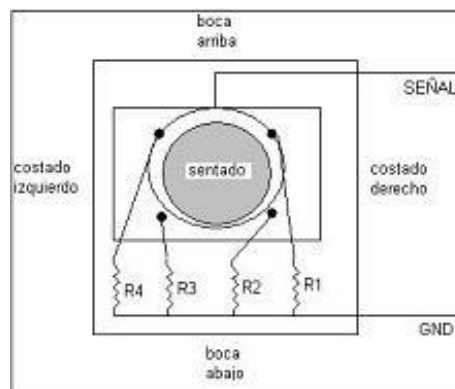


Figura 6. Conexión interna en un sensor de posición corporal comercial.

Por otro lado en la figura 7 se puede ver una vista del sensor real con sus resistencias de conexión, los valores de las resistencias se indican en la tabla 1.

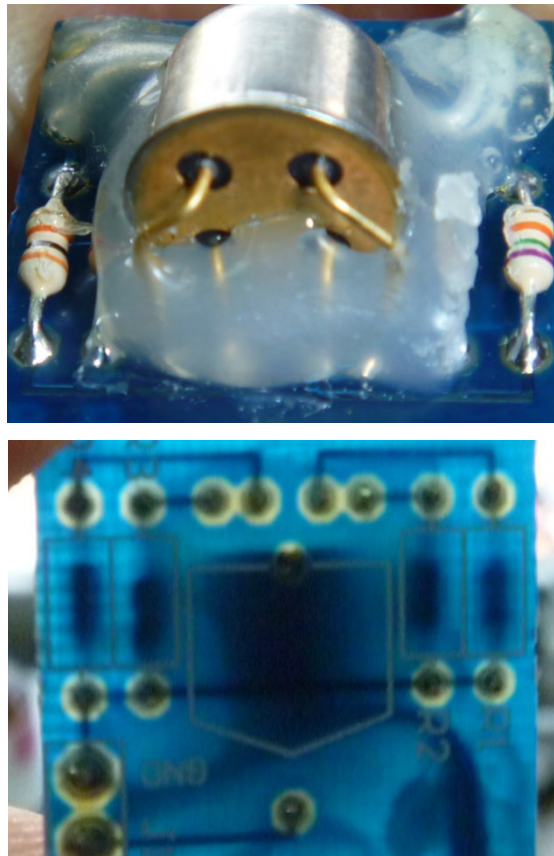


Figura 7. Vistas reales del sensor comercial.

Resistencia	Valor
R1	75k
R2	370k
R3	200k
R4	30k

Tabla 1. Valores de resistencias asociadas al sensor.

Como se puede observar en la Tabla 2, se pueden detectar cinco posiciones, las cuales están bien definidas. Los niveles de voltaje típicos que entrega el sensor son mostrados en la misma tabla.

POSICION	SALIDA
Prona(Boca abajo)	0.62V
Suprina(Boca arriba)	0.41V
Costado izquierdo	0.19V
Costado derecho	0.78V
Sentado	0.0V

Tabla 2. Salidas de voltaje en un sensor comercial tipo bola.

Estos niveles de voltaje varían dependiendo del estado de la batería contenida en la interfaz. El conector que llega del sensor es del tipo CAT-5 macho y el que sale para el amplificador es el típico “plug” invertido macho de 1.5mm.

En la figura 8 se muestra un acercamiento del sensor comercial empleado



Figura 8. Vista del sensor comercial empleado.

El inconveniente que se tiene con este tipo de sensores es como se menciono previamente que, también se tiene que adquirir la interfaz de conexión con el fabricante, por lo tanto, se tiene una elevación del costo. Para prescindir de la interfaz y solamente utilizar el sensor fue necesario adecuar la electrónica exclusivamente para el sensor, de tal forma que éste se pudiera conectar directamente a la caja de amplificadores como el resto de los sensores empleados para las demás variables, para lograrlo, se eliminó la interfaz y se polarizó el sensor directamente con la tarjeta de acondicionamiento (caja de amplificadores).

1.1.1.4 Saturación de oxígeno en sangre (SpO₂)

Para la detección de saturación de oxígeno en sangre se emplea la técnica conocida como oximetría de pulsos, esta técnica emplea un sensor en forma de pinza como el mostrado en la figura 9. Este se coloca en el dedo (Dactilar) y está cubierto por una envolvente para aislar ópticamente el sistema de la luz exterior.

Este sensor está formado por dos diodos “led”, uno infrarrojo y otro rojo. También contienen un foto- transistor o en algunos casos un fotodiodo para detectar la luz transmitida a través del dedo de la persona en estudio. El inconveniente de tener un solo detector y dos emisores obliga a que los emisores estén emitiendo alternadamente por lo que la lectura en el receptor debe estar sincronizada de tal forma que siempre se conozca en que momento se esta teniendo la lectura de de cada uno de los emisores. (<http://www.corscience.es/>)

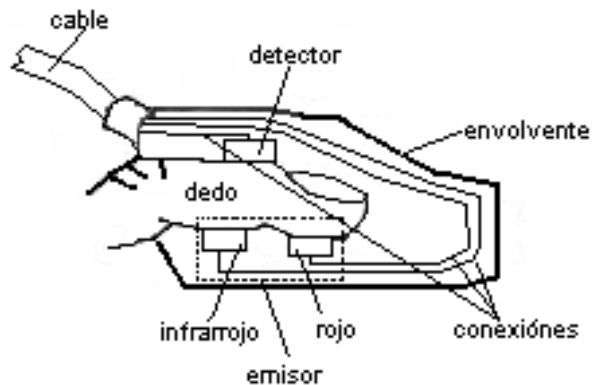


Fig. 9. Sensor dactilar para personas adultas.

1.1.1.4.a Principio físico de la oximetría de pulsos

El principio físico del oxímetro de pulsos está basado en el hecho de que el color de la sangre varía dependiendo de la cantidad de oxígeno combinado con ella. El color de la sangre se torna mas rosada cuanto mas oxígeno tiene y mas azulada si pierde oxígeno. De acuerdo a la espectrometría clásica que utiliza la ley de Beer-Lambert se puede conocer la concentración de una sustancia en solución a partir de la absorción óptica a una determinada longitud de onda. De esta manera y apoyados en la curva de absorción de la hemoglobina oxigenada (HbO₂) y la hemoglobina reducida (HbR), ver figura 10, se utiliza luz monocromática roja (660

nm.) e infrarroja (940 nm). Se utilizan dos tipos de luz dado que esta técnica espectrofotométrica también establece que para analizar dos sustancias en solución se requieren dos longitudes de onda. Así, el Pulsioxímetro determina la concentración de oxígeno disuelto midiendo espectrométricamente el grado de absorción o transmisión de la luz antes mencionada debido al cambio de coloración de la sangre.

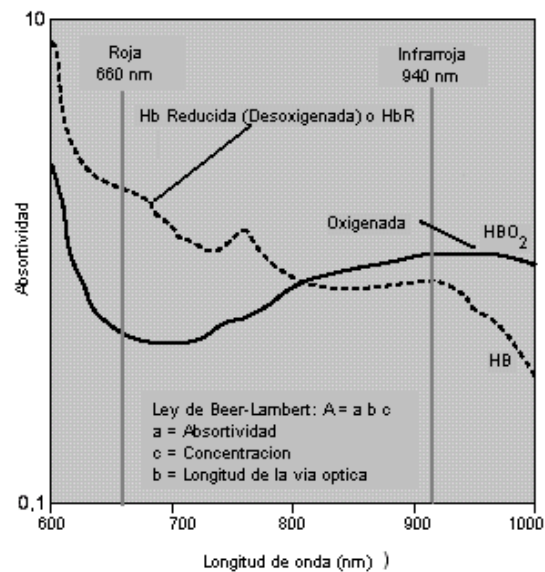


Fig. 10. Espectro de absorción de la HbO₂ y la Hb.

De la gráfica 10 se puede observar que la hemoglobina oxigenada (línea continua) absorbe más la luz infrarroja que la Hemoglobina reducida (línea punteada) y por el contrario, la luz roja es absorbida mayormente por la Hemoglobina reducida que por la hemoglobina oxigenada, este fenómeno nos permite tener dos puntos de referencia para conocer la concentración que se tiene de oxígeno en la sangre de una forma no invasiva.

El hecho de que la sangre cambie de color debido a la presencia o ausencia de oxígeno no es el único factor que provoca el “cambio” en la absorción de la luz (roja e infrarroja). También se tienen otros factores tales como la absorción debida a la sangre pulsante (la absorción cambia debido al cambio de volumen de sangre en las arterias). Además se tienen otros factores que modifican la absorción tales como:

Absorción fija debida a la sangre arterial no pulsante.

Absorción fija correspondiente a la sangre capilar y venosa

Absorción fija debida al tejido

Este hecho se ilustra gráficamente en la figura 11 para una sola longitud de onda.

1.1.1.4.b Detección

Como ya se dijo, la física de la oximetría de pulso se basa en la ley de Beer-Lambert cuya expresión mas simple es $A=abc$. En esta, intervienen la absortividad (a), la concentración (c) y la longitud de la vía óptica (b).

La forma de obtener la saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) no es de forma directa aplicando la ley de Beer, sino que se calcula primero un factor denominado “R” para esto es necesario conocer los valores de absorbancia máximos y mínimos para cada longitud de onda, ver figura 11, y mediante la expresión (1) realizar el cálculo para obtener la relación correspondiente, esto es, primero se normaliza la transmisión luminosa para cada longitud de onda para determinar las proporciones relativas de HbO_2 y Hb según el cociente normalizado de luz transmitida. Después, mediante una curva de calibración empírica, se estima el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre. La figura 12 muestra la forma en la que se estima el porcentaje de oxigeno en la sangre a partir de una curva empírica de calibración, obtenida después de muchas mediciones en diferentes personas y con características diferentes como podría ser el tono de piel, la edad, la constitución física etc. Este hecho obliga a que cada oxímetro tenga su propia curva particular.

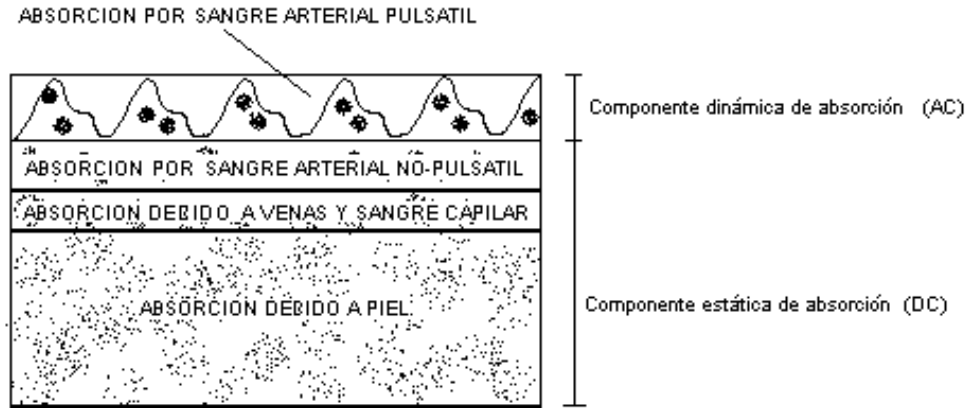


Figura11. Componentes pulsátil y estática de absorción para una sola longitud de onda.

$$R = \frac{\text{Absorcion Max. a } 660\text{nm} / \text{Absorcion Min. a } 660\text{nm}}{\text{Absorcion Max. a } 940\text{nm} / \text{Absorcion Min. a } 940\text{nm}} = \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{940} / DC_{940}} \quad (1)$$

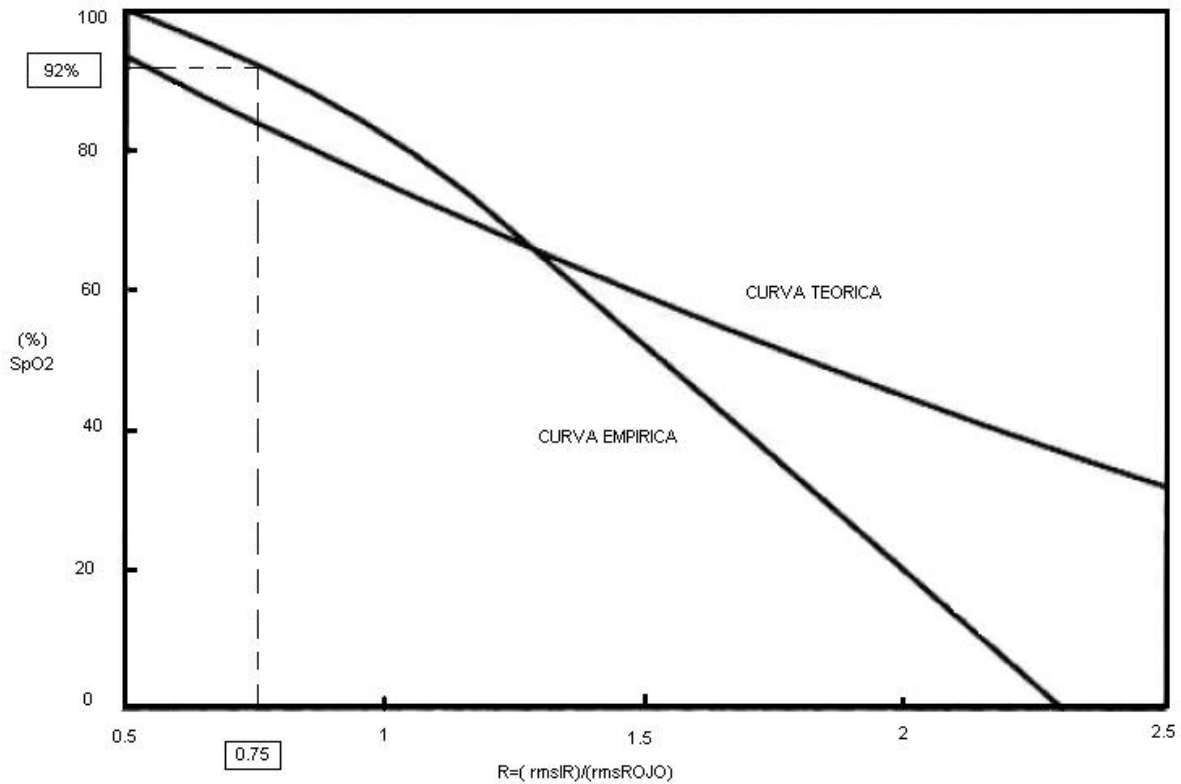


Figura 12. Curva de calibración para estimar la SpO2 y curva teórica

De la figura 12 se puede observar que para un factor R igual a 0.75 se tiene aproximadamente un 92% de oxígeno en sangre si se toma como referencia la curva empírica de saturación de oxígeno en sangre.

Para entender el por qué de la tabla, se presenta en la misma figura 12 la curva teórica y la real, esta última se obtiene midiendo la SpO2 directamente en una muestra de sangre en diferentes pacientes, la segunda es un cálculo teórico basado en la ley de Beer-Lamber.

1.1.1.4.c Electrónica asociada al sensor de SpO2

Para poder tener una lectura confiable de SpO2 se utilizó un circuito integrado comercial que ya tiene su propia curva de calibración grabada en la memoria interna, este circuito se conoce como “CHiPOx”. Este es un circuito integrado de propósito específico al cual por un lado se le conecta el sensor dactilar mostrado anteriormente y por otro nos entrega resultados de SpO2, para ello es necesario programar el protocolo de comunicación para poder obtener la información necesaria de SpO2 y presentarla al usuario. Además de esta información, el circuito nos puede proporcionar otros datos tales como la frecuencia cardiaca, el cual es también un dato de vital interés para el médico que realiza estudios de trastornos de sueño.

La figura 13 muestra una imagen del dispositivo electrónico (ChipOx).



Figura 13. Circuito ChipOx.

Para su funcionamiento el Chip requiere de una fuente externa entre +7 y +16 V, el sensor (dactilar) y un puerto de comunicación, que en nuestro caso es del tipo serial. El sensor empleado es uno de tipo comercial, en forma de dedal y tiene la ventaja de que se puede intercambiar con facilidad en caso de presentar daño permanente. El ChipOx tiene dos conectores denominados BU1 y BU2 con los

cuales se comunica al exterior, la figura 14 muestra una tabla en la que se especifica el tipo de información presente en cada Pin del conector BU1 y BU2.

Pin	Conector BU1	Conector BU2
1	3V	NC
2	GND	aislamiento
3	RESET	I.D. sensor
4	I/O-0 (TXD)	A. Reseptor
5	I/O-1 (RXD)	K. Reseptor
6	I/O-2(Adr-AO-0)	A. Rojo
7	I/O-3(Adr-AO-1)	A,IR
8	I/O-4(Adr-AO-2)	AIN-0
9	I/O-5(AO-Strobe)	AIN-1
10	I/O-INT	AIN-2
11	Salida Analog.	NC
12	NC	NC
13	NC	NC
14	NC	NC

Figura 14. Pines de conexión de BU1 y BU2

Como se puede ver de la figura 14 un conector es de entradas y otro de salidas. Adicionalmente se tienen salidas analógicas multiplexadas en un conector adicional el cual es mostrado en la tabla 3 y que se identifica como X13.

Por otro lado la figura 15 muestra una de las formas que se emplean para activar los emisores. Como se puede ver se emplea un puente H para conmutar entre uno y otro emisor, todo esto controlado con dos salidas del DAC que pertenece al circuito integrado.

En el puente H, como se puede apreciar en la figura 15, se tiene la presencia de 2 transistores NPN y 2 transistores del tipo PNP, los primeros son empleados para activar cada uno de los diodos y los segundos para controlar la corriente necesaria de tal forma que los dos tengan la misma potencia de emisión de luz. Por otro lado el diodo PIN, como se muestra en la figura 16, proporciona una corriente proporcional a la intensidad de luz que recibe y que proviene de los diodos emisores, esta señal es amplificada y procesada por el resto del circuito.

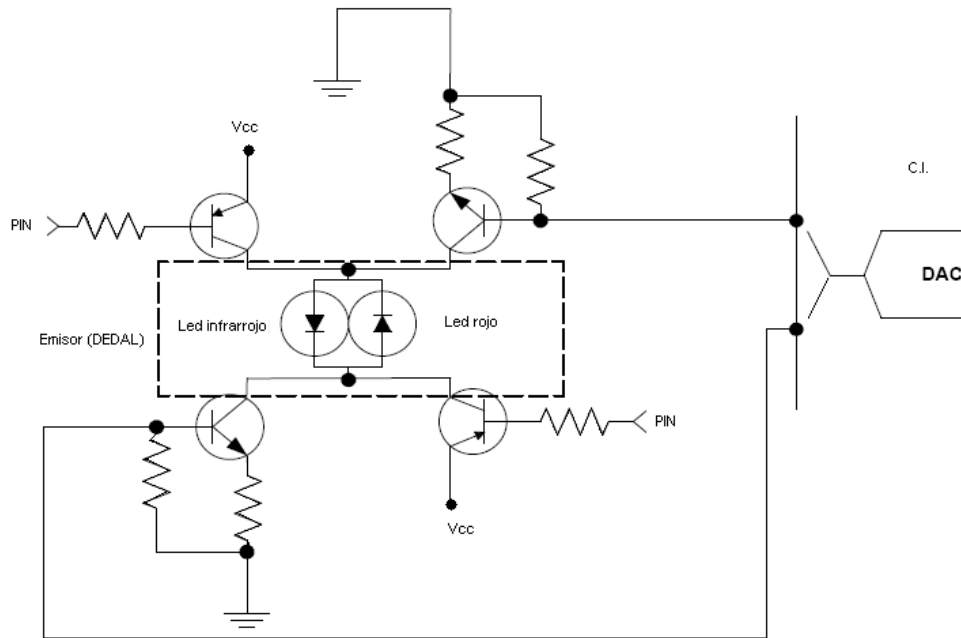


Figura 15. Sistema de emisión y control de luz.

A la salida del amplificador de transconductancia se tiene una componente de AC más una componente de DC debida esta última al tejido bascular como ya se menciono previamente y también una parte a luz ambiental, por otro lado la componente de AC es debida a la sangre pulsante que pasa por las venas y arterias, es por ello que esta componente es la que nos interesa obtener, el resto del circuito se encarga de eliminar la primera componente.

Finalmente como se muestra en la misma figura 16, la componente de AC es nuevamente amplificada y procesada para obtener el valor RMS de esta señal, con estos valores se obtiene el factor "R" que es proporcional a la SpO2. El valor de "R" se obtiene dividiendo la componente RMS de la señal infrarroja ente la componente RMS de la señal roja.

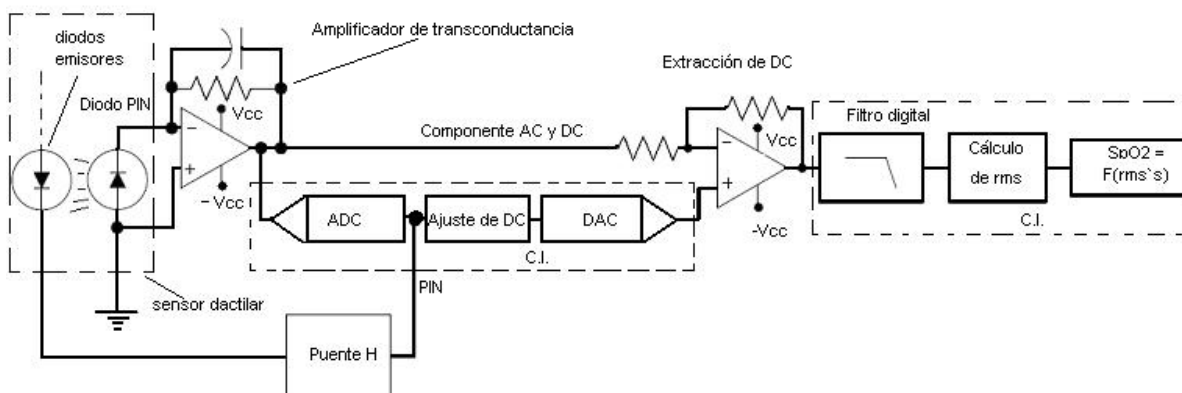


Figura 16. Detección de la componente de AC.

El chipOx también se puede comunicar al exterior mediante un arreglo de salidas analógicas multiplexadas, en la tabla 3 se presentan algunas de estas salidas disponibles y el pin de conexión. Para esto el chipOx es montado en una tarjeta adicional mostrada en la figura 17.

Parámetro	Intervalo	Resolución	Terminales(X13)header
GND			#1
SpO2	0-100%	10mV/%SpO2	#2
Frecuencia de pulso	0-300bpm	3.33mV/bpm	#3
Calidad de señal	0-100 en 10 pasos	100mV/paso	
Pletismograma	0-255	3.9mV/LSB	#5

Tabla 3. Conexión de señales analógicas al exterior del chipOx

1.1.1.4.d Conexión del sensor al ChipOx

El sensor dactilar se conecta al ChipOx mediante un conector especial (Jack MiniMed de 6 polos) y es identificado como X10 la tabla 4 muestra las señales presentes en cada terminal del sensor, la figura 17 muestra el conector y la disposición de conexiones.

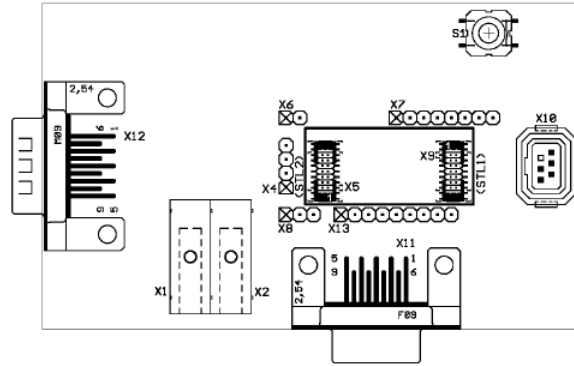


Figura 17. Montaje del CHipOx en la tarjeta de conexiones

Señal	# Terminal conector (X10)	Función
Sensor_ID	1	Identificación de sensor
Led_Art	2	Ánodo de led rojo
led_Air	3	Ánodo de led infrarrojo
Blindaje	4	Blindaje de sensor
In_A	5	Ánodo de fotodiodo sensor
In_K	6	Cátodo de fotodiodo sensor

Tabla 4. Conexión del sensor al Circuito integrado

La figura 18 muestra la forma de conexión del cable del sensor en el jack contenido en la tarjta del ChipOx.

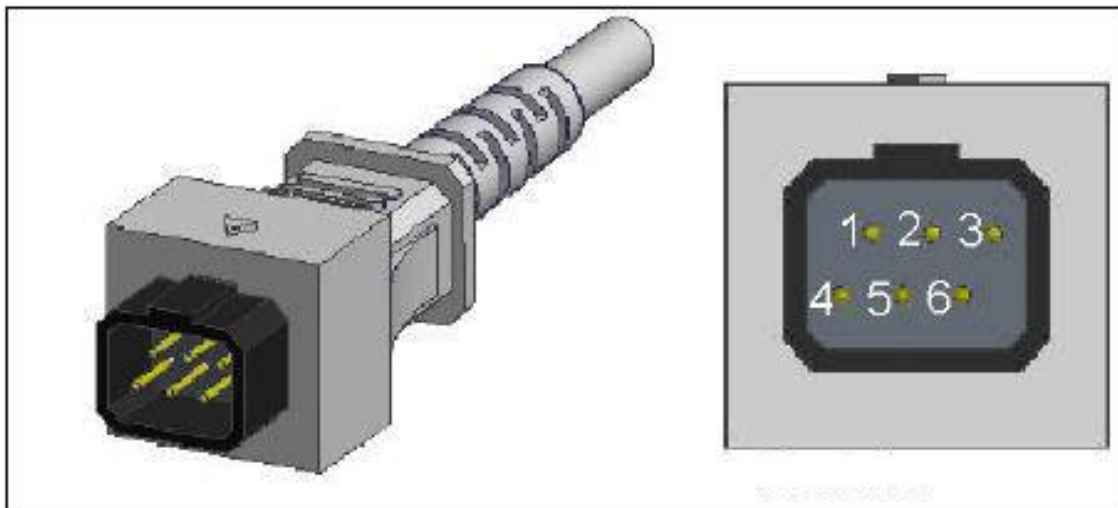


Figura 18. Cable de conexión del sensor dactilar empleando conector MiniMed.

1.1.1.5 Ronquido

Uno de los indicativos de algún trastorno del sueño es el ronquido dado que cuando una persona presenta este problema no puede descansar plenamente, esto debido que no puede alcanzar niveles de sueño profundo de manera que las células del organismo se puedan regeneren, por otro lado el ronquido puede ser un indicativo de algún problema de obstrucción del conducto de aire a los pulmones lo cual podría dificultar la respiración y generando problemas cardiovasculares. Es por estas razones que se vuelve tan importante detectar el nivel de ronquido en personas que sufren trastornos del sueño. Para sensor esta variable se empleó un micrófono de tipo “electreto” encapsulado de tal manera que no moleste al paciente durante el sueño dado que se debe colocar en la garganta. La figura 19 muestra una imagen del sensor empleado, el cuerpo en blanco es un contenedor de una batería de 3V tipo botón, esta batería tiene un promedio de vida determinado, después de lo cual se tiene que desechar el micrófono dado que viene sellada inmersa en el plástico mostrado.

Este sensor proporciona una salida típica de $\pm 5\text{mV}$ la cual es amplificada y filtrada para eliminar todo el ruido no deseable.

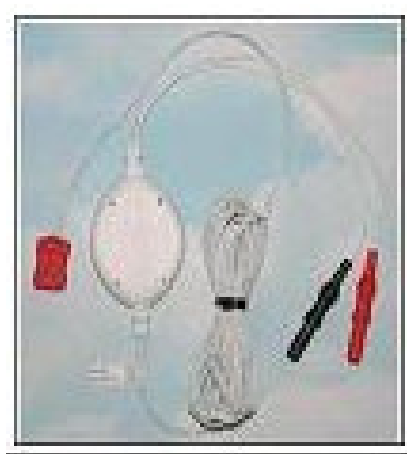


Figura 19. Micrófono para detectar ronquido

1.1.1.6 Sensores de EEG y ECG

Los sensores empleados para detectar las señales de electrocardiografía (ECG) y encefalografía (EEG) empleados en este diseño son de tipo concha de oro permanentes (para estudios de larga duración) como los mostrados en la figura 20

tienen un diámetro de aproximadamente 10 mm y cuentan con una perforación en el centro para facilitar la aplicación de gel conductor o colodión el cual puede ser de algún tipo como el mostrado en la figura 21



Figura 20. Sensores de EEG y ECG

Los electrodos de EEG no solamente capturan esta señal sino también el ruido electromagnético presente en el ambiente, la fuente más importante de ruido es debida a las líneas eléctricas las cuales meten una componente de 60Hz. Este



Figura 21. Gel conductor o colodión

ruido normalmente es más grande que la señal de EEG y suele ser del orden de entre 10mV y 1 V mientras que la señal de EEG es del orden de entre 10 a 100 μ V. Es por esto que se hace necesario agregar una pasta conductora al sensor para tener un mejor contacto con la piel y de esta forma tratar de disminuir la mayor cantidad de ruido posible que se pudiera colar debido a un falso contacto.

Por otro lado también es necesario limpiar la piel con un exfoliante o en su defecto con alcohol para de esta forma quitar el exceso de grasa sobre la superficie del cuero cabelludo, en la figura 22 se muestra un tipo de pasta de este tipo.



Figura 22. Pasta exfoliante para estudio de EEG

Para evitar que se muevan de su posición se puede usar una gorra apropiada o también actualmente existen algunos pegamentos especiales como el mostrado en la figura 23 de tal forma que no se tiene el problema estorboso de la gorra pero tampoco se tiene una interferencia en las lecturas de señales.



Figura 23. Pegamento para sensores de EEG

El arreglo de sensores en el cuero cabelludo finalmente debe quedar como el mostrado en la figura 24 y obedece a un arreglo determinado seleccionado por el especialista de acuerdo al tipo de estudio que se necesita realizar, por otro lado, la colocación de los sensores no es aleatoria sino que está normalizado y para ello se utiliza una norma internacional conocida como 10/20.



Figura 24. Colocación de sensores para EEG sin empleo de gorra

1.1.1.6.a Sistema 10/20

El sistema 10/20 es una norma internacional que garantiza la reproducibilidad de las lecturas de EEG. Este sistema toma en cuenta el área de la cabeza y la divide en porcentajes (a manera de un cuadrículado) para de esta forma acomodar los electrodos en una posición siempre aproximada, Sin importar si se trata de la cabeza de un niño o de un adulto.

La figura 25 muestra como se distribuyen los electrodos en la superficie del cráneo. Se puede observar en la figura 25 que la primer separación entre una curva imaginaria (esfera) y el punto "INION" es del 10% del total del semi-circulo que va del "INION" al "NASION". Sobre esta esfera se colocan los electrodos espaciados 20% del total del perímetro de esta esfera. El siguiente acomodo de electrodos se hace sobre otra esfera imaginaria concéntrica pero ahora espaciada 20% de la primera, y sobre esta se acomodan los siguientes electrodos espaciados también 20% del perímetro de la nueva esfera, finalmente en el "VERTEX" se coloca el último electrodo restante. Adicionalmente se tienen electrodos que se colocan en los lóbulos de las orejas alejados del cráneo como referencias (electrodo inactivos o comunes). Otros dos en la parte nasofaríngea (Pg1 y Pg2), el electrodo de tierra se puede fijar de preferencia en la frente.

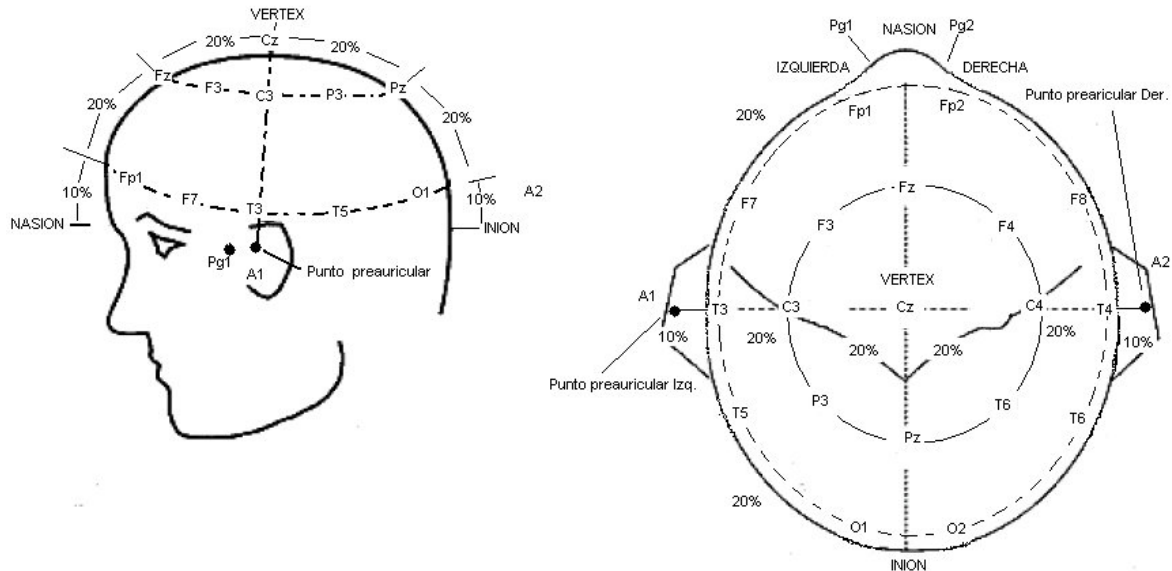


Figura 25. Distribución los electrodos en la superficie del cráneo

Las letras sirven para identificar la parte de la cabeza que se esta conectando, de esta manera las letras F, T, C, P y O corresponden a las regiones frontal, Central, parietal y occipital del cráneo. Sabemos que no existe lóbulo central por lo que la letra C solo se utiliza para indicar la parte central de la cabeza. La segunda letra "Z" indica que es un electrodo colocado en la línea media del cráneo (PZ, CZ, FZ). Los números pares (2, 4, 6 y 8) indican que son electrodos del hemisferio derecho del cerebro y los impares (1, 3, 5 y 7) se refieren al hemisferio izquierdo. Por otro lado las referencias que son el INION y que corresponde a la parte más baja del cráneo se identifica por una saliente prominente en la parte trasera del cráneo. El otro punto de referencia es el NASION, este corresponde al punto ubicado en la unión entre la nariz y la frente.

1.1.1.6.b Tipos de señales presentes en el EEG

Como ya se mencionó existen señales presentes en la superficie del cuero cabelludo con amplitudes entre 1 a 100microvolts, pero también se tienen presentes diferentes frecuencias en estas dependiendo del estado de conciencia o vigilia del paciente. Estas señales ya han sido estudiadas profundamente y se

tiene bien identificadas de acuerdo al estado del paciente, en la figura 26 se muestran algunas señales típicas.

Es importante conocer el tipo de señales “tipo” porque de esta manera podemos saber si se tiene realmente una señal a la salida del sensor o se está confundiendo con ruido, ya que a esos niveles de voltaje, esto es muy común que se presente.

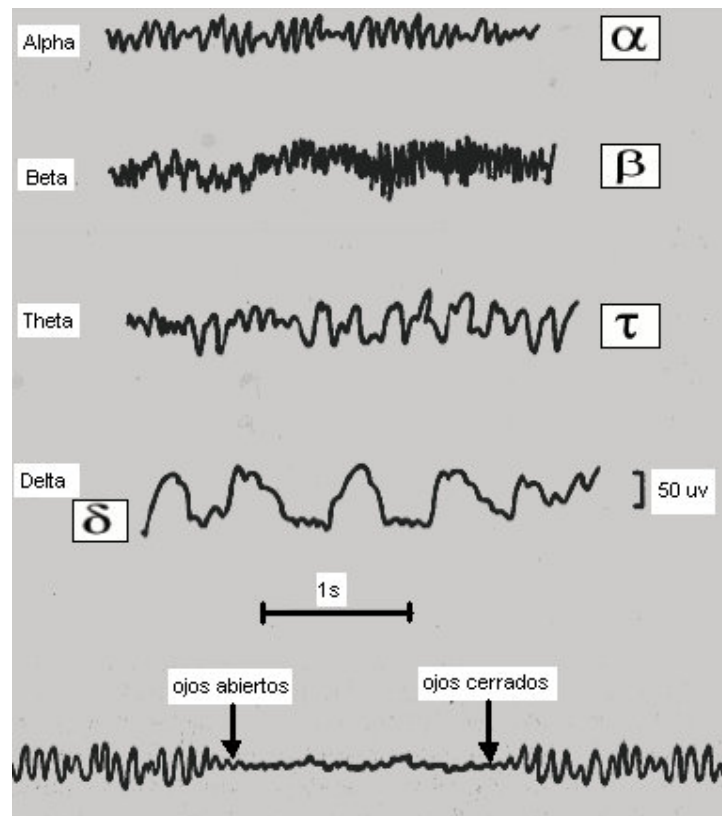


Figura 26. Tipos de señales presentes en un EEG

La actividad rítmica del cerebro se caracteriza por contener algunas frecuencias típicas que ya están bien estudiadas. La composición armónica del EEG es particularmente compleja y solo en ocasiones presenta una forma sinusoidal.

Podemos diferenciar algunos tipos de señal como las mostradas en la figura 26, las cuales pueden ser clasificadas de acuerdo a las frecuencias fundamentales. De esta forma, podemos tener el siguiente tipo de actividad.

1.1.1.6.c Ondas Beta; Esta actividad tiene una frecuencia cercana a los 13 Hz, podemos además diferenciar dos tipos las ondas, beta1 (entre 13 y 29 Hz) y beta2 (entre 20 y 50 Hz) las cercanas a 50 Hz comúnmente se llaman ondas Gama.

Este ritmo es característico del estado de vigilia pero en estado de activación cortical (reemplazamiento de α). Se tienen mayores frecuencias en individuos ansiosos, inquietos e inestables. Este tipo de señales se pueden detectar en la zona frontal central.

1.1.1.6.d Ondas alfa; De menor frecuencia que las Beta. Están en un intervalo de frecuencia entre 8 a 13 Hz. La actividad cerebral que tiene estas frecuencias se presenta normalmente en la región posterior de la cabeza y se presentan principalmente cuando alguien está desvelado, además estas ondas pueden ser atenuadas por estímulos visuales y algunos otros estímulos sensoriales, ver figura 26, se puede apreciar también actividad cerebral de tipo alfa que se encuentra en la región central de uno o ambos lados de la cabeza en la que no responde al movimiento de los ojos pero si se atenúa con el movimiento contralateral o incluso con el pensamiento del movimiento.

El ritmo Alfa es característico del estado de vigilia y del reposo físico y mental, se puede detectar este ritmo en la parte posterior del cerebro, como ya se dijo se puede bloquear con la abertura palpebral y mediante estímulos visuales.

1.1.1.6.e Ondas Theta; Estas presentan frecuencias entre 4 y 7 Hz, este ritmo es característico del estado de sueño profundo, también aparece en condiciones fisiológicas específicas como la hiperventilación. Se piensa que su zona de origen son las zonas talámicas y parietotemporal.

1.1.1.6.f Ondas Delta; Estas son las de mas baja frecuencia detectada y están comprendidas entre 0.5 y 3 Hz. Este tipo de señales es característico de estados patológicos y es un indicativo de sufrimiento neuronal, también se presenta ocasionalmente en estado de sueño profundo. Su origen es subcortical.

1.2. Circuitos Electrónicos

1.2.1 Señales de DC.

1.2.1.a Sistema electrónico de adquisición

El acondicionamiento, es necesario dadas las características de voltaje y corriente que entregan los sensores, por otro lado la amplificación es importante dado que para la correcta visualización de los resultados es necesario un nivel adecuado de todas las señales de tal forma que se puedan inyectar a la tarjeta A/D. El filtrado elimina todas las componentes de frecuencia indeseables, las cuales pueden ocasionar lecturas erróneas, el aislamiento protege al paciente de alguna descarga eléctrica peligrosa, finalmente la lectura presenta los resultados de una manera adecuada para su correcta interpretación.

Es así como en este trabajo se trata la manera en la que cada una de las variables son procesadas siguiendo los pasos anteriores. La figura 27 muestra un diagrama a bloques del sistema de adquisición de señales.

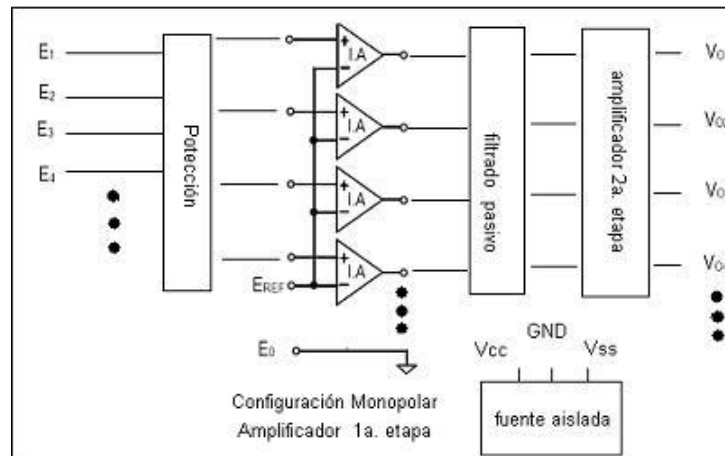


Figura 27. Diagrama a bloques del sistema de adquisición

Los esquemas por separado del circuito electrónico completo para cada una de las señales de DC se muestran en las siguientes figuras.

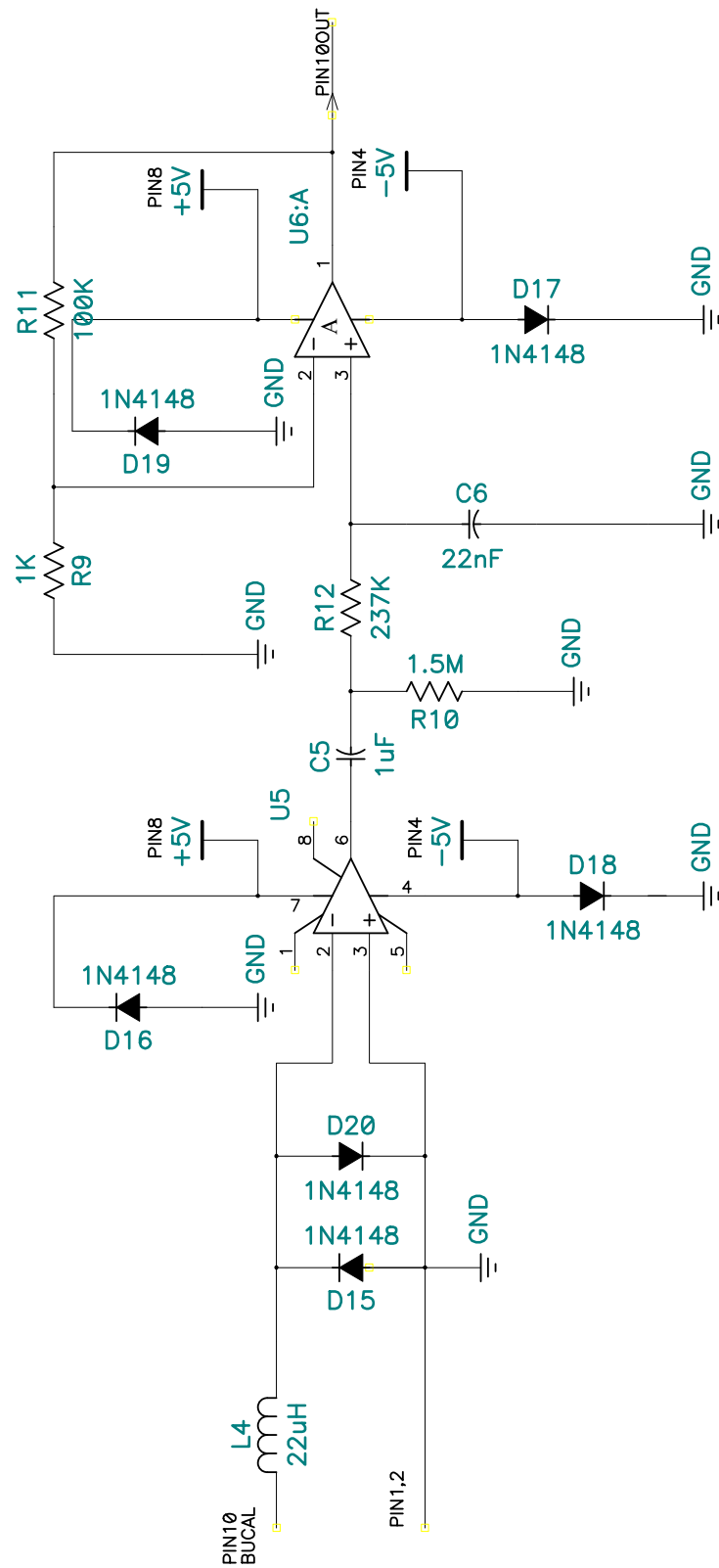


Figura 28. Amplificador para sensor de flujo bucal

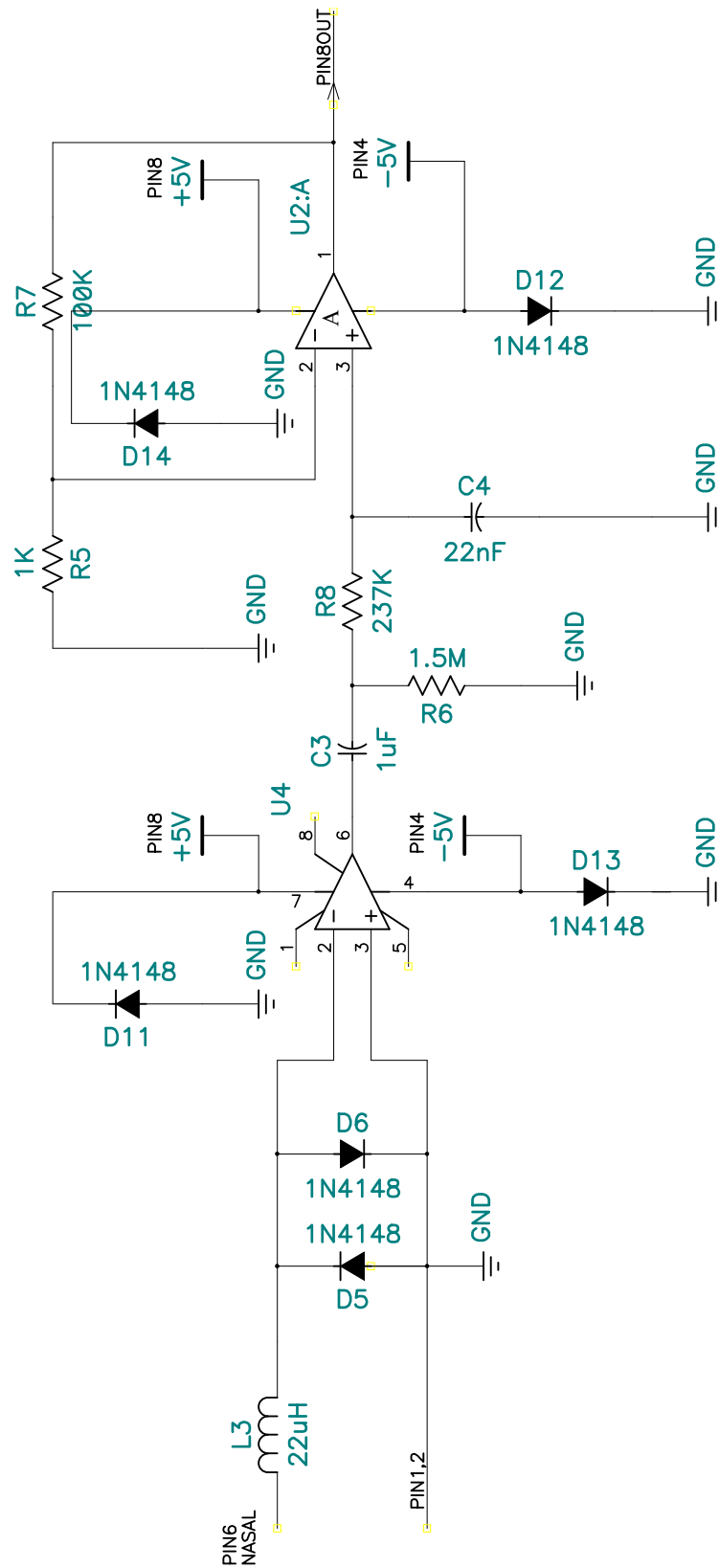


Figura 29. Amplificador para sensor de flujo nasal

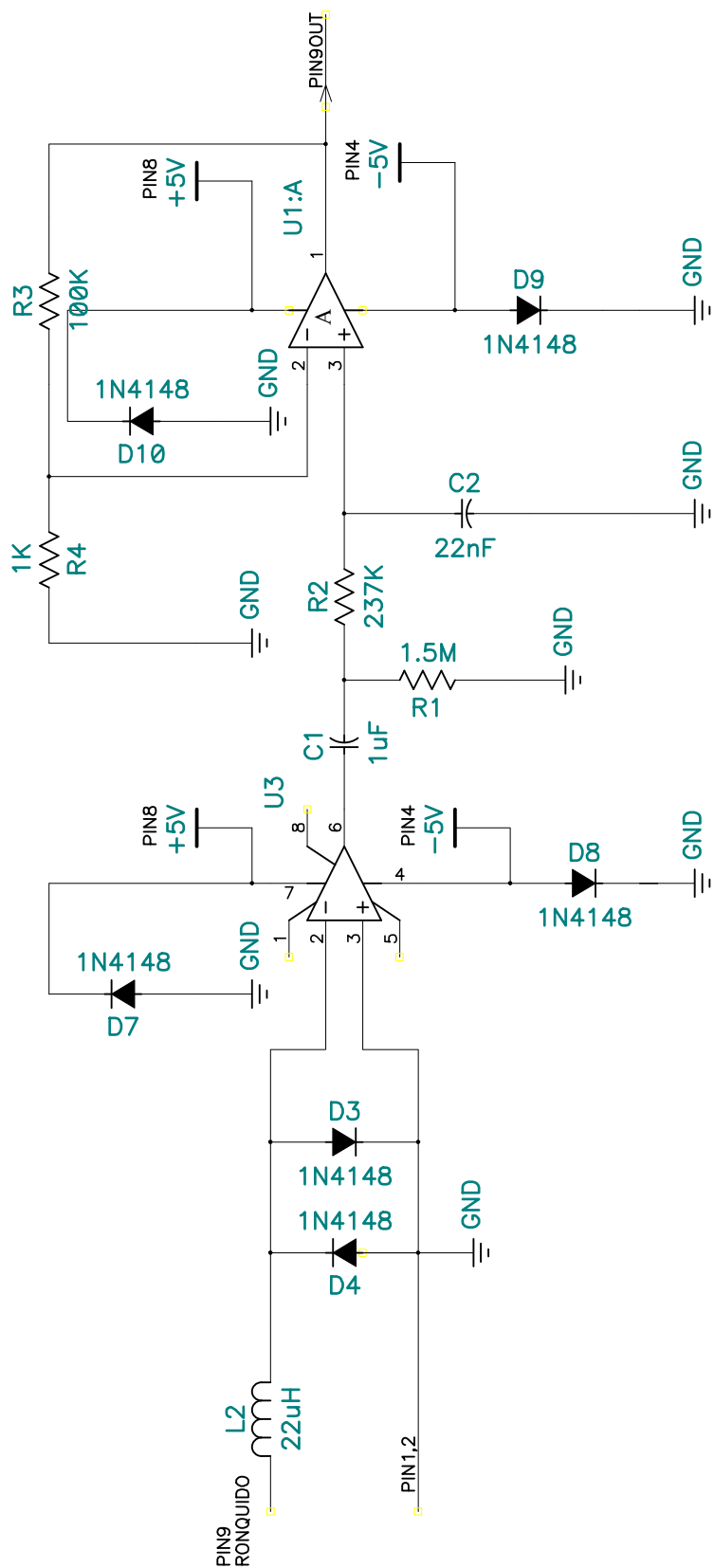


Figura 30. Amplificador para sensor de ronquido

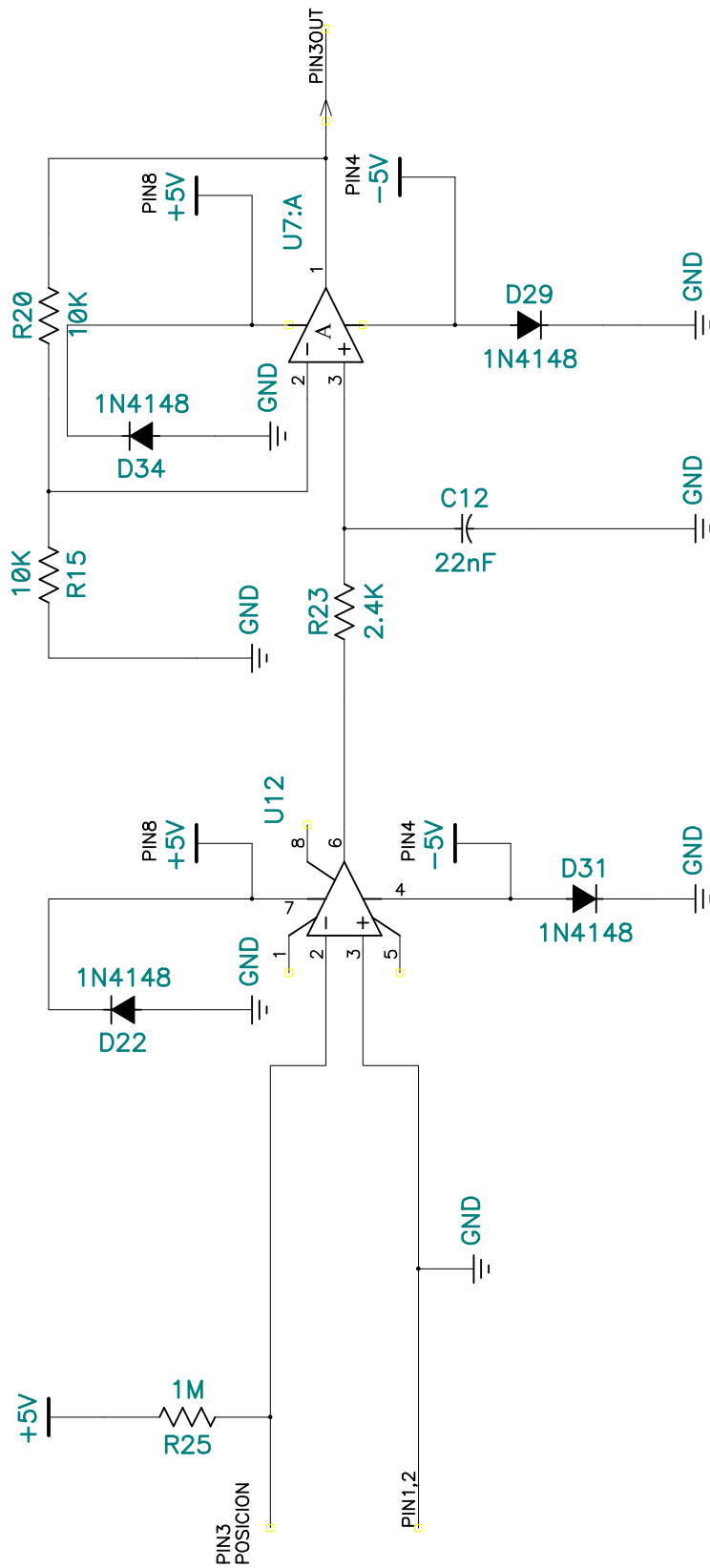


Figura 31. Amplificador para sensor de posición corporal

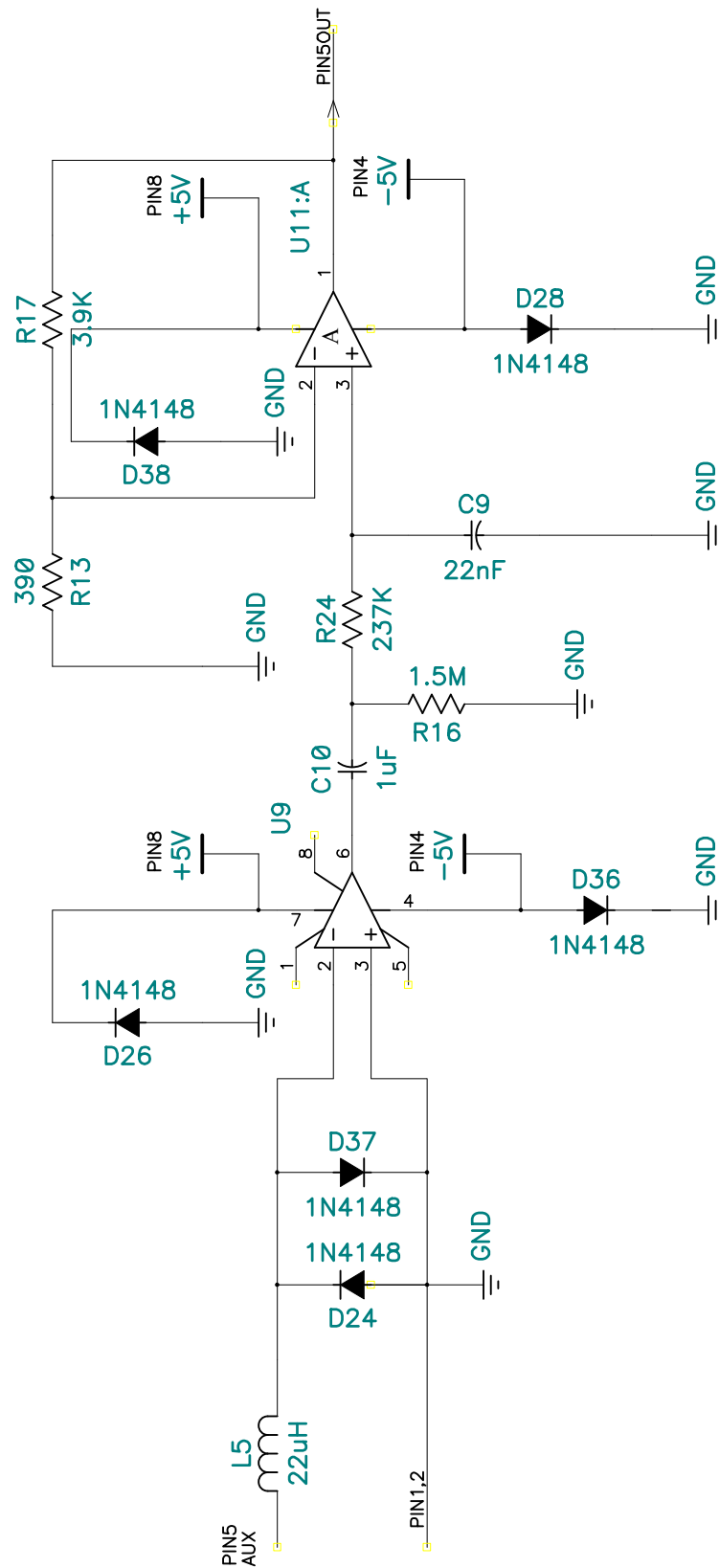


Figura 32. Amplificador auxiliar

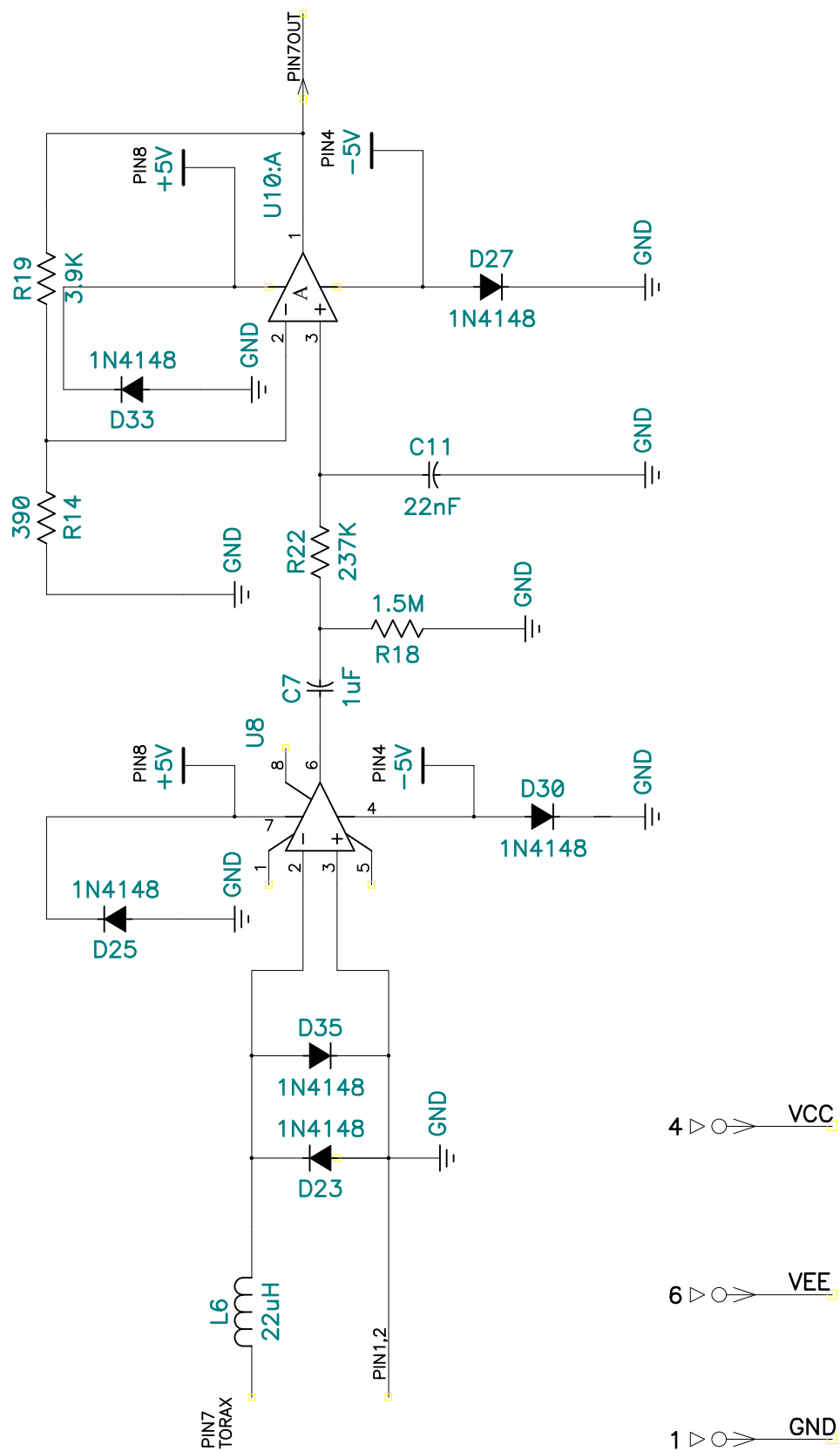


Figura 33. Amplificador del sensor de expansión torácica

El frente de entrada al circuito esta integrado por un inductor de $22\mu\text{H}$ y un arreglo de diodos 1N4148 que son diodos de conmutación rápida para proteger de sobrevoltajes al amplificador de entrada.

El amplificador empleado es un AD621 [Analog Devices, 2006], es un amplificador de instrumentación con ganancia variable, en ésta etapa se ajusto a una ganancia a 10 manteniendo en circuito abierto las terminales 1 y 8 y mostradas en el esquema de la figura 34. Ver apéndice A para Hoja de datos.

Empaque plastico Mini-Dip (N) Cerdip (Q) y SOIC (R), 8 terminales

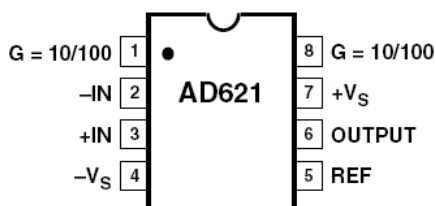


Figura 34. Amplificador AD621 empleado

Las características más importantes del AD621 se muestran en la tabla 5

Característica	valor
Ganancia	10 a 100
Fuente de alimentación	(+/-2.3 a +/-18V)
Consumo	1.3mA Max
Disipación de potencia	650mW
Error en la ganancia total	0.15% Máx
Deriva en la ganancia total	(+/- 5PPM/°C)
Voltaje de offset total	125uV Max.
Deriva en el voltaje de offset máxima	1uV/°C Max.
Voltaje de ruido de entrada	$9\text{nV}/\text{Hz}^{1/2}$ a 1kHz
Ruido	0.28uV p-p (0.1Hz a 10 Hz)
Ruido en la corriente de entrada	$0.1\text{pA}/\text{Hz}^{1/2}$
Corriente de bias	1.5nA Max.
BW	800kHz a G=10, 200kHz a G=100
CMRR	110 dB
Impedancia de entrada diferencial	$10\text{G}\Omega//2\text{pF}$
Impedancia de entrada común	$10\text{G}\Omega//2\text{pF}$

Tabla 5. Tabla de características principales del AD621

Podemos decir que para aplicaciones de EEG y ECG es excelente dado que sus características combinadas de bajo ruido y corrientes de bias muy pequeñas lo hace ideal para acoplarlo a fuentes de señal con alta impedancia.

A la salida del amplificador se tienen dos filtros pasivos para disminuir el ruido de entrada que se pudiera colar y que no es necesario amplificar en la siguiente etapa. Para esto se emplearon un filtro paso bajas y otro paso altas como los mostrados en la figura 35.



Figura 35. Filtros paso altas y paso bajas

Las frecuencias de corte se calcularon considerando que las señales a capturar son de frecuencias del orden de los 3Hz para este caso que es la captura de “señales de DC”.

Así se tiene que para el filtro paso altas, la frecuencia de corte se calcula como:

$$f_C = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Como se emplearon capacitores de 1μF y resistencias de 1.5MΩ se tienen frecuencias de corte de 0.1Hz.

Para el filtro paso bajas se empleó la misma formula pero en este caso se utilizaron capacitores de 22nF y resistencias de 237kΩ, por lo que la frecuencia de corte es de 30.5Hz. De esta forma se elimina la componente de 60Hz que normalmente se mete por los cables y es debido a la línea de alimentación.

Los capacitores de 1 μF son de 63VDC y son de montaje superficial.

Estos capacitores de 1 μ F son de tipo PPS (dieléctrico de polifenilensulfuro metalizado) el cual es un plástico con propiedades especiales. Estos capacitores tienen las siguientes ventajas respecto a los capacitores que tienen dieléctrico cerámico o de tantalio tales como la temperatura de funcionamiento puede ser hasta de 140°C, son convenientes para la soldadura sin plomo, su factor de disipación es bajo, el tiempo de pulso de subida muy favorable, tienen un bajo ESR (resistencia en serie equivalente), su absorción dieléctrica es baja y presentan una buena estabilidad a largo plazo. Esto quiere decir que la capacitancia permanece constante contra variaciones de temperatura.

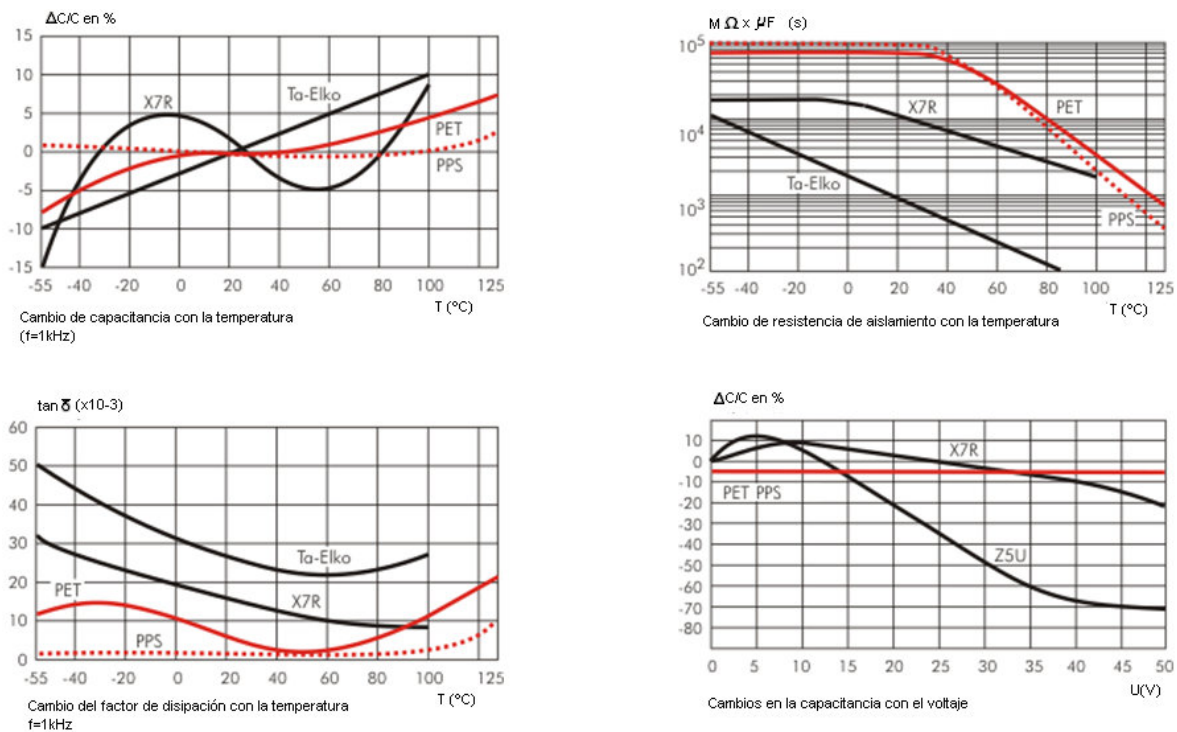


Figura 36. Comportamiento de los capacitores tipo PPS

La figura 36 muestra el comportamiento de diferentes dieléctricos contra variaciones de temperatura y voltaje y se comparan con las bondades del PPS. Estas características hacen ideales estos capacitores para ser empleados en filtrado de señales así como en el uso de acoplamiento y desacoplamiento de señales.

La segunda etapa está formada por otro amplificador operacional TLC1079, este amplificador está ajustado con diferentes ganancias para de esta forma acondicionar los niveles de voltaje a las demandas de la tarjeta A/D encargada de enviar las señales a la PC, la figura 37 muestra el amplificador empleado en esta etapa.

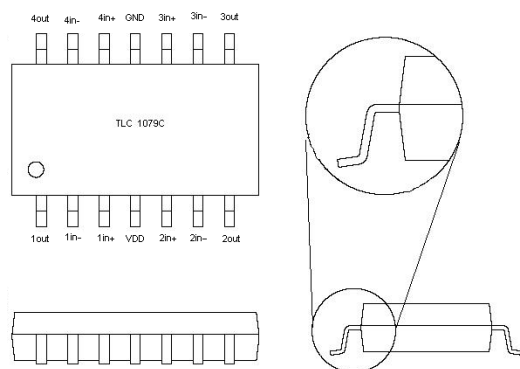


Figura 37. Figura del amplificador TLC1079C

La tabla 6 muestra un listado de las características principales del amplificador utilizado en la segunda etapa de amplificación correspondiente a la etapa de acoplamiento para el polisomnógrafo.

Características	Intervalo
Disipación de potencia	10 uW por amplificador
Polarización	Vdd y Tierra ó Vdd y -Vdd (VddMin=1.4 , ddMax.=16V
Voltaje de offset de entrada	850 uV
Deriva del voltaje de offset de entrada	0.1uV/mes
Corriente de Bias de entrada	0.6 pA a 60 pA
Ganancia de lazo abierto	800 000
corriente máxima de salida	>20 mA
S/R	47V/ms
CMRR	95dB

Tabla 6. Tabla de características principales del TLC1079C

La ecuación que calcula la ganancia en este amplificador y dado que es una configuración no inversora es la siguiente:

$$V_o = \frac{R_f}{R_1} V_i \quad (3)$$

De aquí podemos ver que si se tienen una R_f de $3.9K\Omega$ y una R_1 de 390Ω , se tiene una ganancia de 10 para expansión torácica y auxiliar.

De aquí podemos ver que si se tienen una R_f de $100K\Omega$ y una R_1 de $1k\Omega$, se tiene una ganancia de 100 para ronquido, flujo bucal y flujo nasal.

De aquí podemos ver que si se tienen una R_f de $10K\Omega$ y una R_1 de $10k\Omega$, se tiene una ganancia de 1 para posición corporal.

De esta forma la ganancia total a la salida de este bloque de amplificación es de 100, 1000 y 10 dado que de acuerdo a la siguiente expresión las ganancias se multiplican.

$$G_T = G_1 \bullet G_2 \quad (4)$$

1.2.1.b Formas de onda a la salida de la etapa de acondicionamiento

1.2.1.b.1 Flujo respiratorio

En la figura 38 se muestra la señal obtenida con el sensor de flujo respiratorio bucal después de ser amplificada y filtrada. Esta señal es del orden de $0.5V_{p-p}$. Como se puede apreciar en la misma figura, la amplitud de la señal en el canal 2 corresponde al flujo respiratorio nasal. A la salida del sistema, la señal será digitalizada para posteriormente ser mostrarla en una pantalla de computadora.

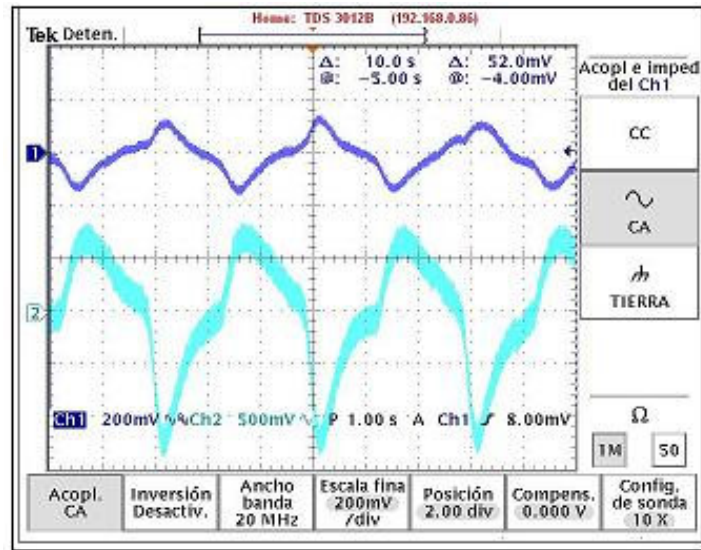


Figura 38. Señal de flujo respiratorio.

1.2.1.b.2 Expansión torácica

La señal del proveniente del sensor de expansión torácica obtenida a la salida del bloque de acondicionamiento es la mostrada en la figura 39, en canal 1 se puede ver que la amplitud de esta señal es del orden de 0.5V, como comparación en canal 2 se muestra la señal de flujo respiratorio, se puede apreciar como las dos señales siguen el mismo ritmo dado que el movimiento del diafragma y la respiración están muy ligados.

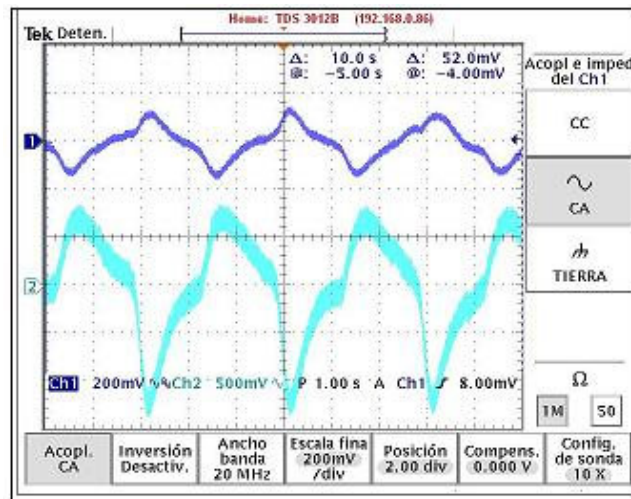


Figura 39. Señal de expansión torácica a la salida del bloque de amplificación

1.2.1.b.3 Señal de Posición Corporal

En la tabla 7 se muestran los niveles de voltajes obtenidos con el arreglo utilizado. Como se puede observar, se tienen diferentes niveles de voltaje de acuerdo a la posición del paciente en estudio, se pueden apreciar los cinco niveles para las cinco posiciones empleadas, los cuales pueden variar entre 0V y 2.3V, aproximadamente. Cabe mencionar que realmente los niveles de voltaje no son importantes para el especialista, en realidad lo que a el le interesa son las transiciones para saber si el paciente se mueve durante el estudio.

Posición	Salida (V)
1	0
2	0.1
3	1.9
4	1.2
5	2.3

Tabla 7. Diferentes niveles de voltaje para 5 posiciones corporales

La figura 40 muestra un oscilograma indicando las variaciones de voltaje debidas al cambio de posición del paciente en estudio.

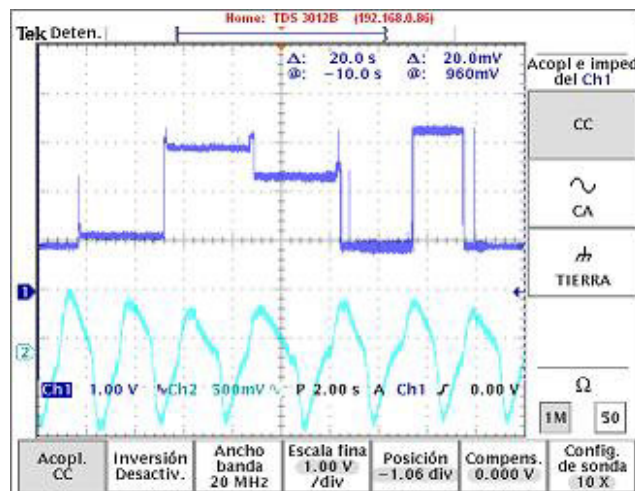


Figura 40. Señal de posición corporal para diferentes posiciones en canal 1.

1.2.1.b.4 Saturación de oxígeno en sangre

La figura 41 muestra en el canal 1 del osciloscopio la señal pletismográfica obtenida con el chipOX, se puede apreciar que la frecuencia es de 1.2Hz lo cual esta en el rango normal de la frecuencia cardiaca (del orden de 0.5 Hz. En

personas hipotensas y 3 Hz. En personas hipertensas). La amplitud es del orden de 120mV a la salida, se presenta en canal 2 la señal de flujo respiratorio solo con fines comparativos.

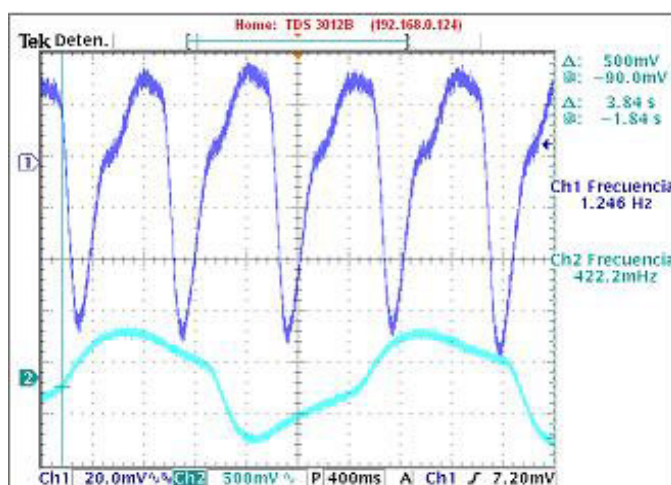


Figura 41. Señal pletismográfica en canal 1 y flujo respiratorio en canal

Además del pletismograma, que es la forma de onda mostrada en la figura 41, el CHipOx envía una señal de voltaje proporcional al porcentaje de oxígeno en sangre como se indicó en la tabla 3, este nivel de voltaje se toma y se envía a un pin de entrada de la tarjeta A/D. Para una variación entre 0 y 100% se tienen incrementos de voltaje de 10mV/%SpO2 en el pin 2 del conector X13 mostrado en la figura 42

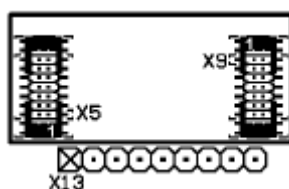


Figura 42. Pines de conexión para salidas analógicas

1.2.1.b.5 Ronquido

Como ya se mencionó para detectar esta variable se empleó un micrófono de tipo “electreto” encapsulado de tal manera que no moleste al paciente durante el sueño dado que se debe colocar en la garganta.

La figura 43 muestra la señal de ronquido obtenida después de ser procesada. Se puede apreciar que ésta tiene la misma frecuencia que la señal de flujo

respiratorio, la amplitud de la señal obtenida a la salida de la etapa de acondicionamiento es del orden de 1.5V.

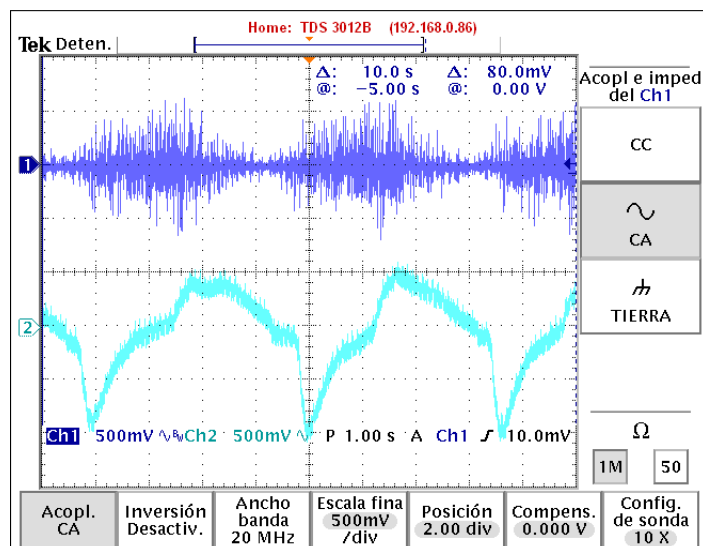


Figura 43. Señal de ronquido en canal 1 y fotografía del micrófono, señal de flujo respiratorio en canal 2.

1.2.2 Señales de AC

1.2.2.a Sistema electrónico de adquisición

En las figuras 44 a 47 se muestra el diagrama del amplificador de entrada para las señales de AC, este circuito amplifica los 24 canales de EEG.

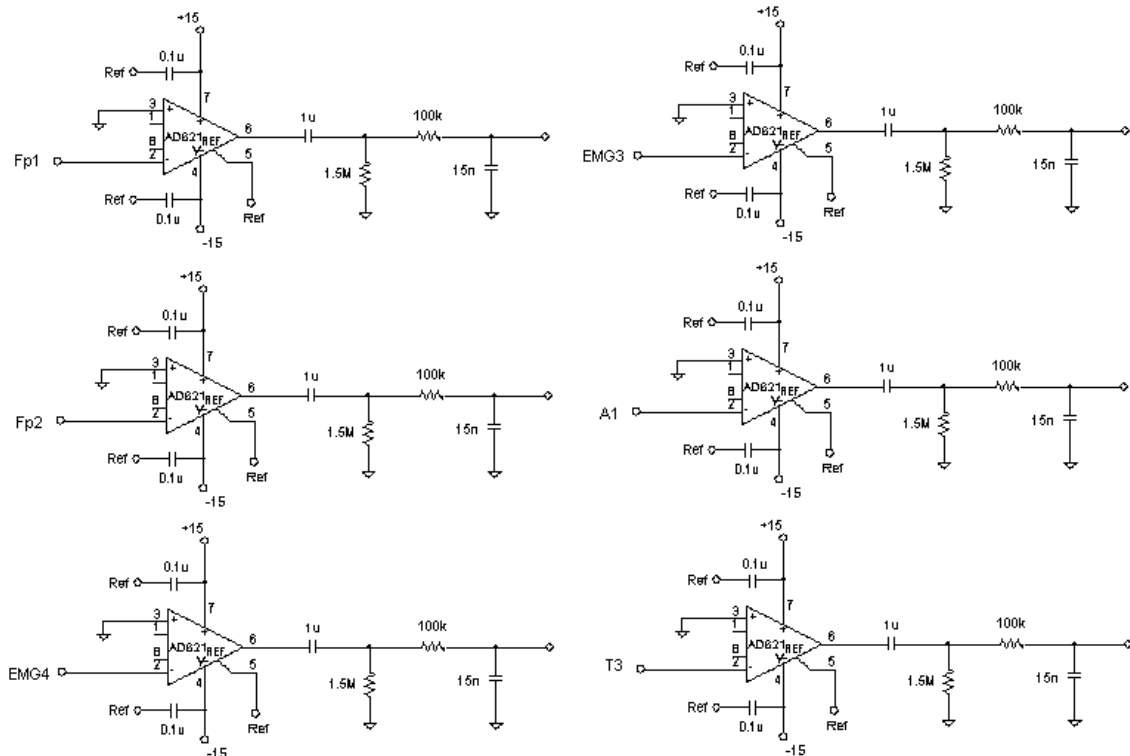


Figura 44. Circuito esquemático del EEG (A)

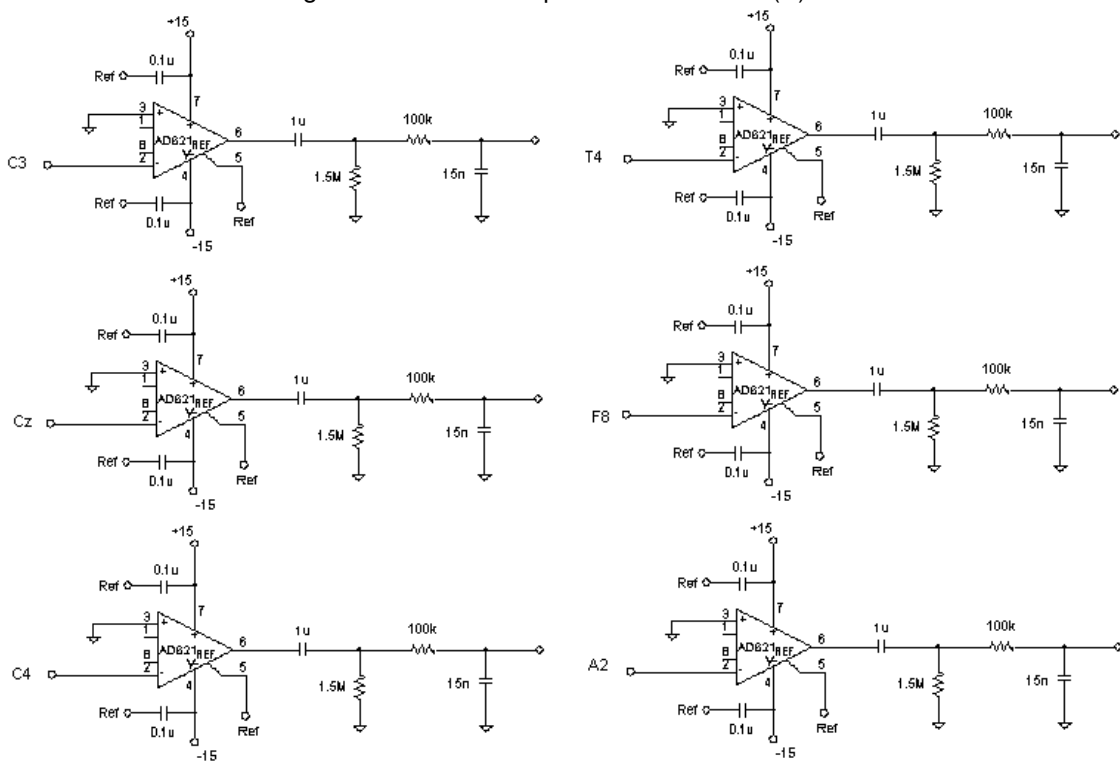


Figura 45. Circuito esquemático del EEG (B)

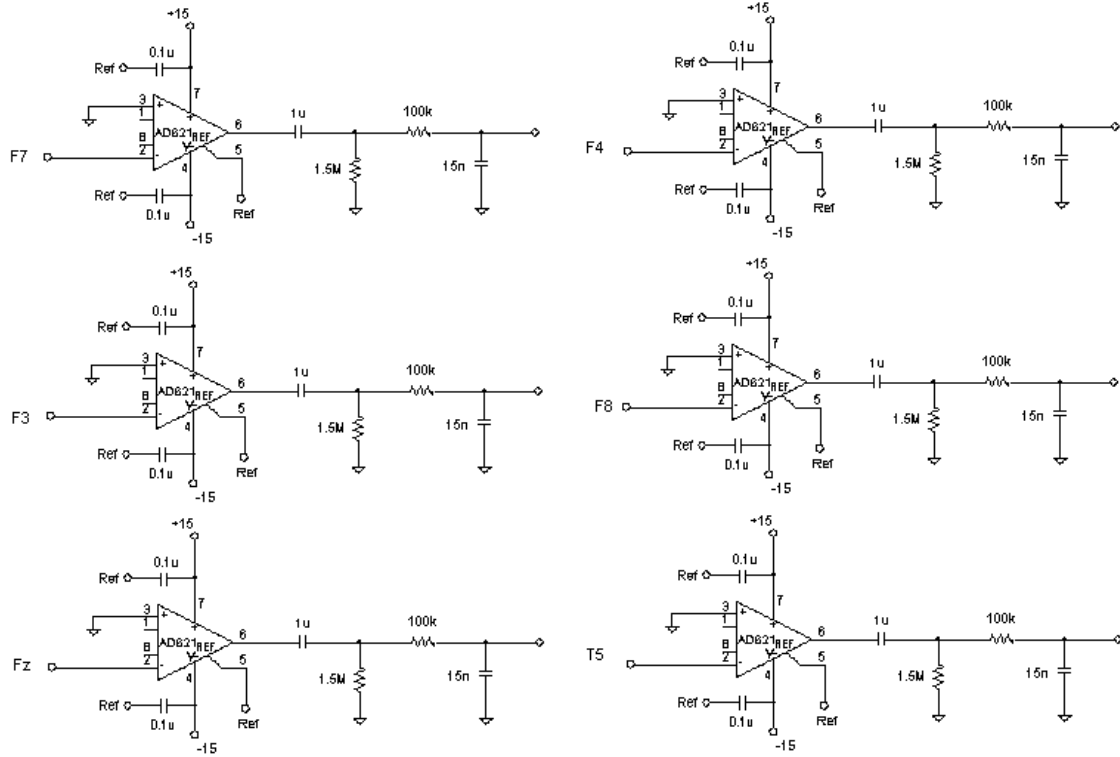


Figura 46. Circuito esquemático del EEG (C)

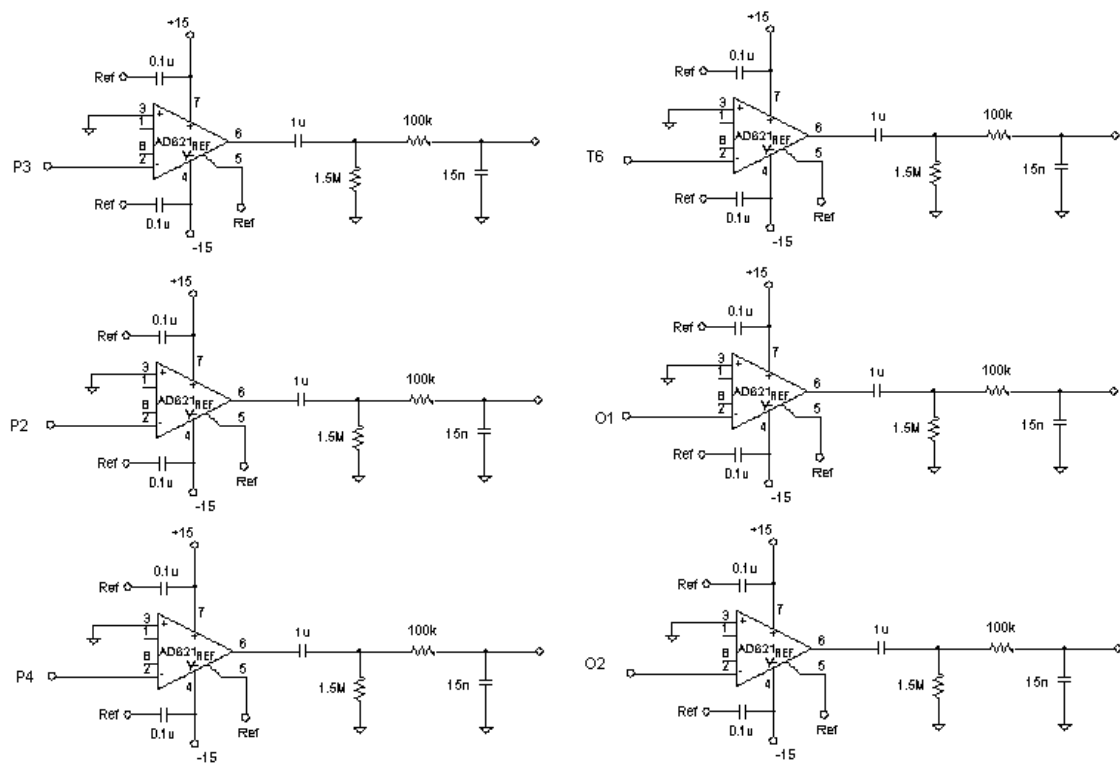


Figura 47. Circuito esquemático del EEG (D)

La entrada a cada uno de los amplificadores de instrumentación AD621 es referenciada a tierra dado que se monitorea cada punto de la cabeza por separado.

Este punto de referencia se conecta a la referencia de la tarjeta USB conocido como ISEN a través de una resistencia de 10Ω dado que el fabricante así lo recomienda.

A la salida de los amplificadores se tienen dos filtros pasivos para disminuir el ruido de entrada de cada señal, Para esto se emplearon un filtro paso bajas y otro paso altas como los mostrados en la figura 48.



Figura 48. Filtros paso altas y paso bajas para señales de EEG

Las frecuencias de corte se calcularon considerando que las señales a capturar son de frecuencias del orden de entre 0.5 Hz y 60Hz para este caso que es la captura de “señales de AC”.

Así se tiene que para el filtro paso altas, la frecuencia de corte se calcula como:

$$f_C = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5)$$

Como se emplearon capacitores de $1\mu\text{F}$ y resistencias de $1.5\text{M}\Omega$ se tienen frecuencias de corte de 0.1Hz.

Para el filtro paso bajas se empleó la misma formula pero en este caso se utilizaron capacitores de 15nF y resistencias de $100\text{k}\Omega$, por lo que la frecuencia de corte es de 106.1 Hz. Para este caso la componente de 60Hz que normalmente se mete por los cables se elimina en un filtrado posterior de forma digital.

Las salidas de cada amplificador se envían a los bancos de conexión de la tarjeta A/D USB6259M de National Instrument.

En la figura 49 se muestra el esquema del circuito ECG. Como se puede ver, a diferencia del circuito para EEG las entradas para este circuito son de tipo diferencial dado que en estos estudios solamente se requiere de la señal cardiaca con dos derivaciones, por su parte, la referencia se toma del electrodo de referencia común para el EEG el cual se puede conectar en el lóbulo de la oreja del paciente en estudio.

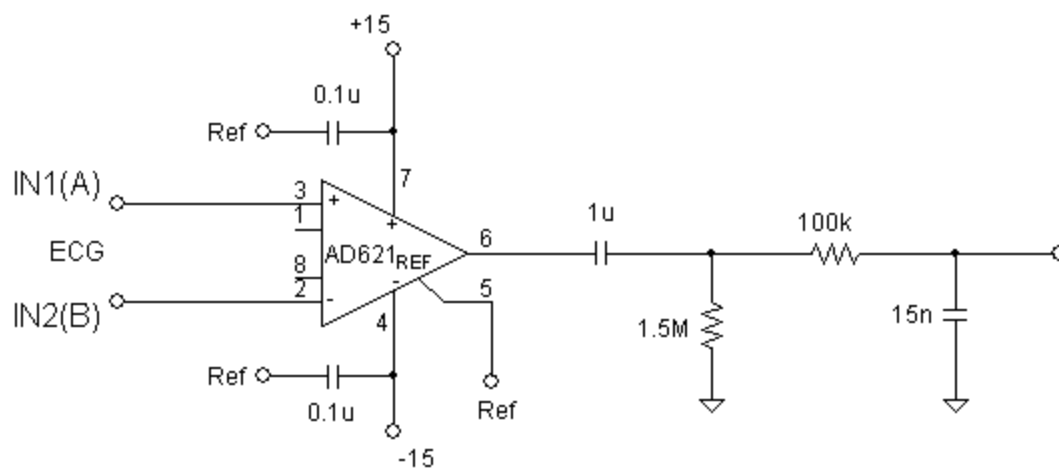


Figura 49. Circuito esquemático del ECG

A la salida del AD621 empleado para la señal de ECG se tienen dos filtros pasivos uno paso altas con una frecuencia de corte de 0.1Hz y otro paso bajas con una frecuencia de corte de 106.1 Hz.

Después de los filtros, de igual forma que las señales de EEG esta señal se envía a la tarjeta A/D.

La figura 50 muestra la forma en la que se conectan los electrodos de ECG al cuerpo del paciente.

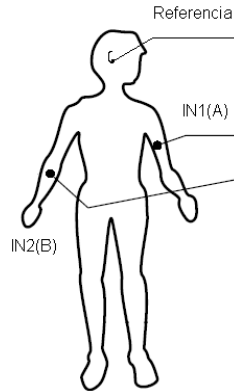


Figura 50. Conexión de sensores en el cuerpo del paciente

La señal de ECG se muestran en la figura 51, esta señal es del orden de los milivolts , como se puede ver en la misma figura tiene una amplitud máxima de 100mVp-p a la salida del primer amplificador.

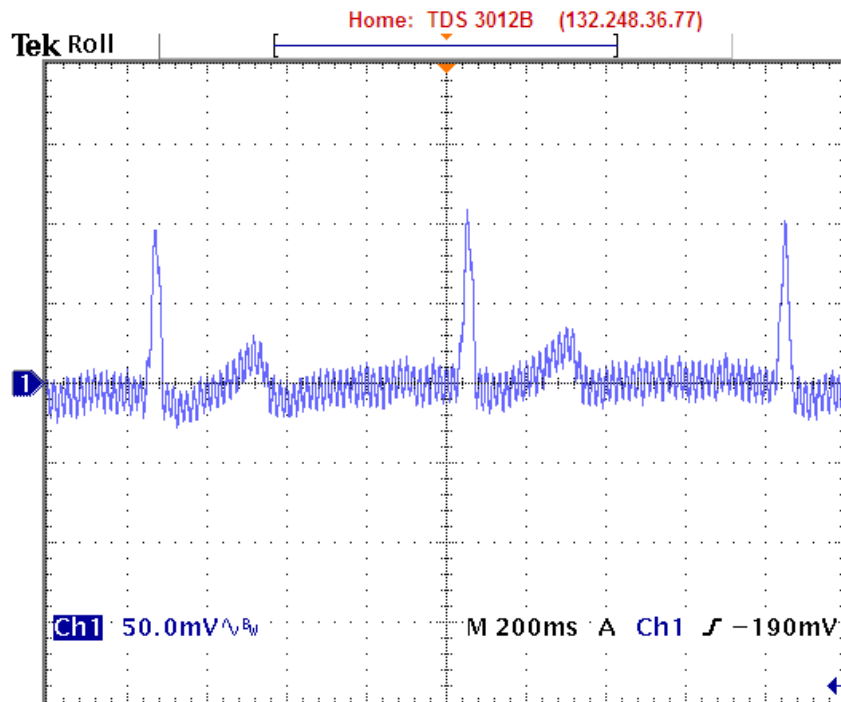


Figura 51. Forma de onda de la señal ECG a la salida del primer amplificador

También se puede apreciar que el nivel de ruido es muy grande, tanto que la forma de onda del ECG se pierde en gran medida. Este problema se elimina con las etapas posteriores en las que se introducen los filtros y la otra etapa de amplificación. Otro punto importante a considerar es que si los electrodos no están

haciendo un buen contacto con la piel la señal se demerita considerablemente, esto lo podemos ver en la figura 52. Esta señal se obtuvo con el mismo amplificador y con la misma ganancia con la que se capturo la figura previa solamente que los electrodos no están bien colocados, se puede ver en la figura que el nivel de ruido aumenta en gran medida.

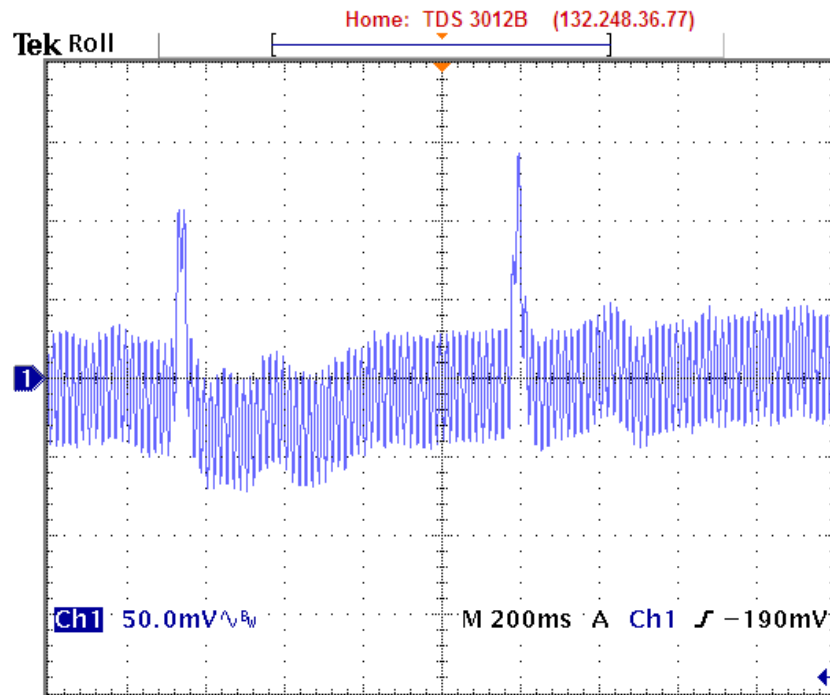


Figura 52. Forma de onda de la señal ECG a la salida del primer amplificador con los electrodos mal colocados

Las señales de EEG por su parte son del orden de 5 a 50 μV lo que quiere decir que son 1000 veces mas pequeñas que la señal de ECG por lo que en la etapa de amplificación se enmascaran completamente con el ruido presente en el ambiente.

1.2.2.a.1 Circuito Conmutador

Este circuito se emplea para seleccionar entre dos tipos de señales, en un caso deja pasar las señales tal cual provienen de la cabeza (EEG) del paciente, en el otro caso envía una señal de calibración de 5V generada por una salida digital de la tarjeta USB6259M. La forma de onda de la señal de calibración es un tren de pulsos de una frecuencia de 30Hz. Esta señal es atenuada a un nivel de 30mV con un divisor de voltaje y acoplada al banco de multiplexores mediante un

La figura 53 muestra el circuito electrónico empleado para esta etapa.

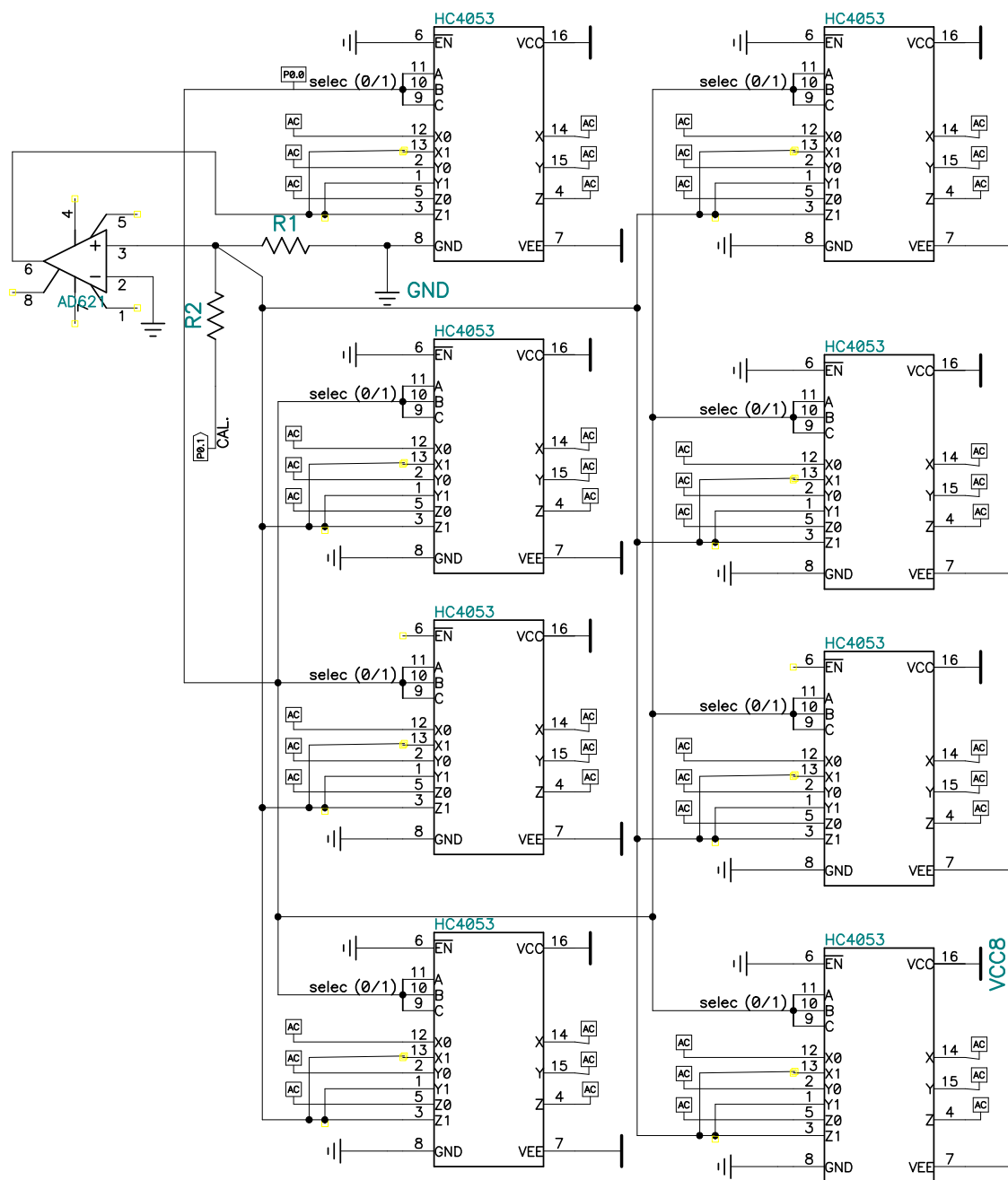
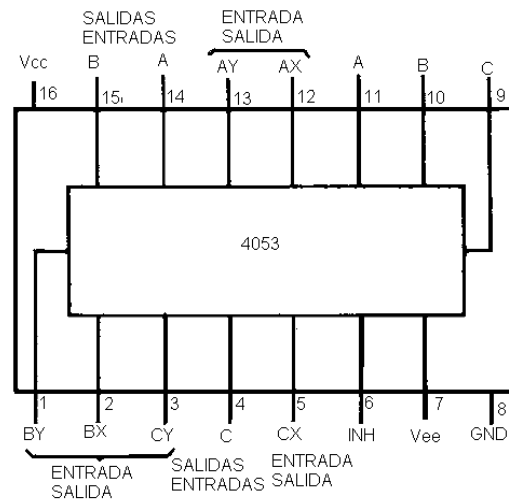


Figura 53. Circuito esquemático de conmutación

Esta tarjeta emplea como se puede ver en el circuito esquemático 8 multiplexores HD 4053.

Básicamente cada circuito integrado contiene 4 switches bidireccionales los cuales pueden seleccionar entre la entrada X0 o la entrada X1 y la salida se toma por X, para el primer multiplexor, los otros dos se denominan Y y Z. La figura 54 muestra el circuito y la tabla de verdad de multiplexor empleado.



entradas				Canales ON		
habilitación	C	B	C	C	B	A
H	X	X	X	NO APLICA	NO APLICA	NO APLICA
L	L	L	L	CX	BX	AX
L	L	L	H	CX	BX	AY
L	L	H	L	CX	BY	AX
L	L	H	H	CX	BY	AY
L	H	L	L	CY	BX	AX
L	H	L	H	CY	BX	AY
L	H	H	L	CY	BY	AX
L	H	H	H	CY	BY	AY

Figura 54. Tabla de verdad y esquema del 4054

La tabla 8 muestra algunas características importantes a considerar para la selección de los multiplexores de tal forma que no se tengan problemas en el manejo de las señales de EEG.

Característica	Valor
Intervalo de voltaje de entrada	(+/-6V)
Resistencia de contactos	50 ohms
Corriente de reposo	80uA
Tiempo máximo de propagación	5ns
Tiempo máximo de encendido	87ns
Tiempo máximo de apagado	73ns

Tabla 8. Características del multiplexor 4053

Para mayor referencia en el apéndice se muestra la hoja de datos del multiplexor empleado.

1.2.3 Etapa A/D

Para la etapa de digitalización se utilizó una tarjeta de National Instrument mostrada en la figura 55.

En el apéndice A se presenta la hoja de especificaciones completas de esta tarjeta. En seguida se enlistan las características principales para seleccionarla de entre muchas otras que cuenta la compañía.

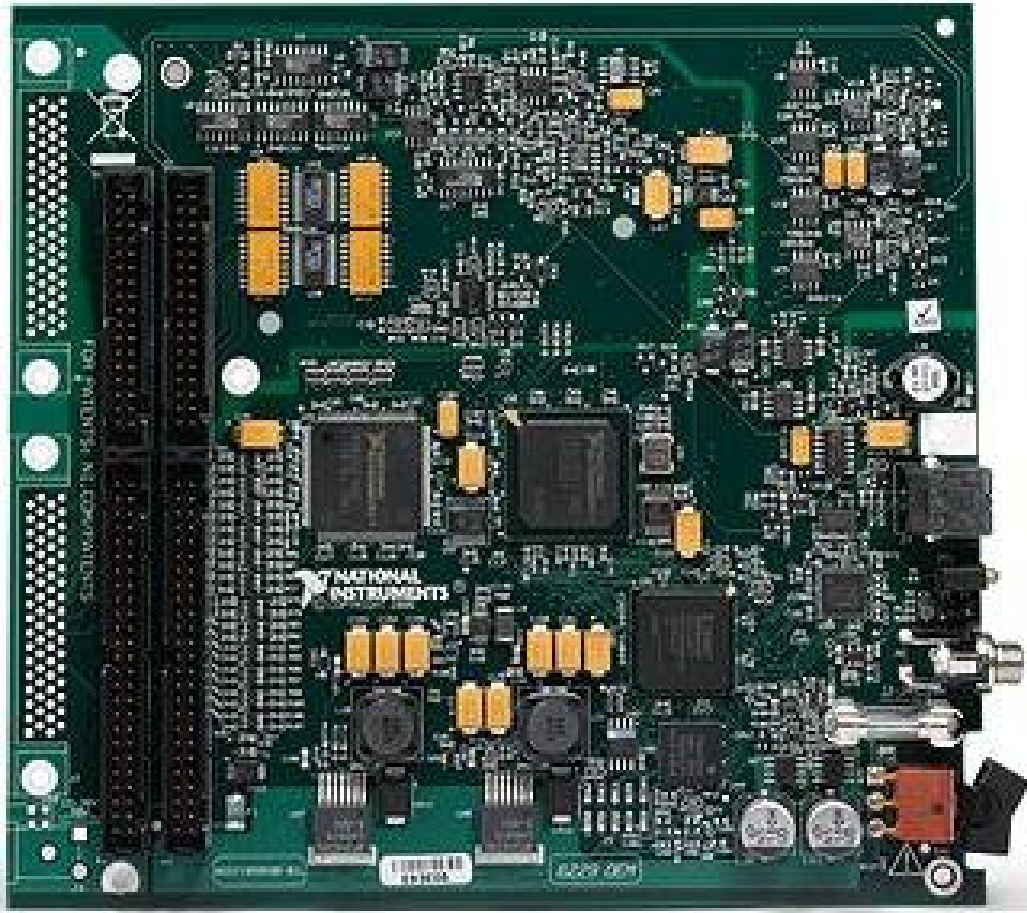


Figura 55. Tarjeta A/D de 32 canales USB6259OEM

- Cuenta con 32 entradas analógicas con resolución de 16 bits (simples) o 16 entradas analógicas (diferenciales), la razón de muestreo de un solo canal es de 1.25 MS/s (1MS/s acumulado) y 1.00MS/s para multicanal
- El máximo voltaje de trabajo para entradas analógicas (señal + modo común) es de ± 11 V
- Intervalo de entradas ± 10 V, ± 5 V, ± 2 V, ± 1 V, ± 0.5 V, ± 0.2 V, ± 0.1 V
- Acoplamiento de entradas analógicas es de DC
- CMRR (en DC a 60Hz) es de 100dB
- Impedancia de entrada para señales analógicas cuando el dispositivo esta encendido (A_{I+} y tierra de A_{I+}) y (A_{I-} y tierra de A_{I-}) es mayor que 100 G Ω en paralelo con 100pF
- Impedancia de entrada para señales analógicas cuando el dispositivo esta apagado (A_{I+} y tierra de A_{I+}) y (A_{I-} y tierra de A_{I-}) es de 820 Ω

- La corriente de bias es de $\pm 100\text{pA}$
- Cuenta con 4 salidas analógicas con una resolución de 16 bits a 2.8MS/s para 1 canal, 1.25 MS/s para 4 canales
- La resolución de temporizadores es de 50ns
- Intervalo de salida es de $\pm 10\text{V}$, $\pm 5\text{V}$, $\pm$ referencia externa en APFI
- Acoplamiento de salida es de DC
- La impedancia de salida es de 0.2Ω
- La corriente del drive de salida es de $\pm 5\text{mA}$
- Tiene 48 E/S digitales (32 en reloj)
- Tiene 2 contadores de 32 bits
- Cuenta con dos conectores genéricos de 34 y 50 pines para fácil integración
- Cuenta con “NI signal Streaming” es una tecnología que combina 3 elementos de diseño a nivel de hardware y software para transferencias bidireccionales de datos sostenidas a alta velocidad, mediante el puerto USB.

Esta es una tarjeta OEM lo cual quiere decir que es una tarjeta para diseños propios dado que no viene encapsulada en un gabinete. Además tiene la característica de que se alimenta externamente.

También podemos decir que pertenece a los dispositivos DAQ clasificados por National Instrument como de la serie M.

<http://digital.ni.com/manuals.nsf/websearch/210C73CBF91128B9862572FF0076BE85>

1.2.4 Fuente de alimentación

La fuente de alimentación es una fuente “Grado Médico” de 80W de la compañía XPPower (XP) es una fuente que provee 4000 VAC entre la entrada y la salida, 1500VAC entre la entrada y tierra y 500VAC entre la salida y tierra. Esta fuente suministra 3 niveles de voltaje diferentes, tales como +5VDC, +15VDC y -15VDC cada uno de estos con diferentes capacidades de corriente. La figura XX muestra la fuente de la cuales se toman las polarizaciones para alimentar el resto del circuito. Esta fuente en particular se refrigera por convección y por lo mismo no requiere de un ventilador.



La tabla 9 muestra un listado de algunas características importantes para la selección de esta fuente de voltajes. El código de la fuente es EMC100UT33 y es de la serie ECM.

Especificación	Intervalo
Voltaje de entrada	(90-264)VAC/(120-370)VDC
Frecuencia de entrada	(47-63)Hz
Corriente de entrada	60W:0.6A/100W:0.9A
Voltajes de salida	5V:10A/15V:3A/-15V:0.8A
Exactitud en voltaje	V1:±/-1%,V2,V3:±/-5%
Retardo de encendido	2s
Regulación de línea	(±/-0.5%)
Regulación de carga	(V1:±/-5%, V2,V3:5%
Rizo y ruido	1% P-P
Protección de sobrevoltaje	115% a 135 % Vnom
Protección de sobrecarga	110% a 150%
Temperatura	0.05%/°C
Eficiencia	80% a 85%
Frecuencia de switcheo	70 kHz
Temperatura de operación	(0°C a 70°C)

Tabla 9. Características de la fuente de alimentación EMC100UT33

1.2.5 Interconexión de elementos

La figura 56 muestra el esquema general de conexiones entre las diferentes tarjetas del polisomnógrafo.

1.2.5.a Conexiones a la Tarjeta A/D de N.I. USB-6259 OEM

1.2.5.a.1 Alimentación

La conexión a la tarjeta empieza por la conexión de alimentación. En la figura 57 se muestra la ubicación del conector hembra invertida de 3.3mm (J4/J6/J8) para alimentar la tarjeta, el requerimiento de voltaje es de 11 a 30 VDC/20W y se suministra con el interruptor marcado como SW1. La figura 58 muestra los detalles de las dimensiones del conector de entrada de alimentación.

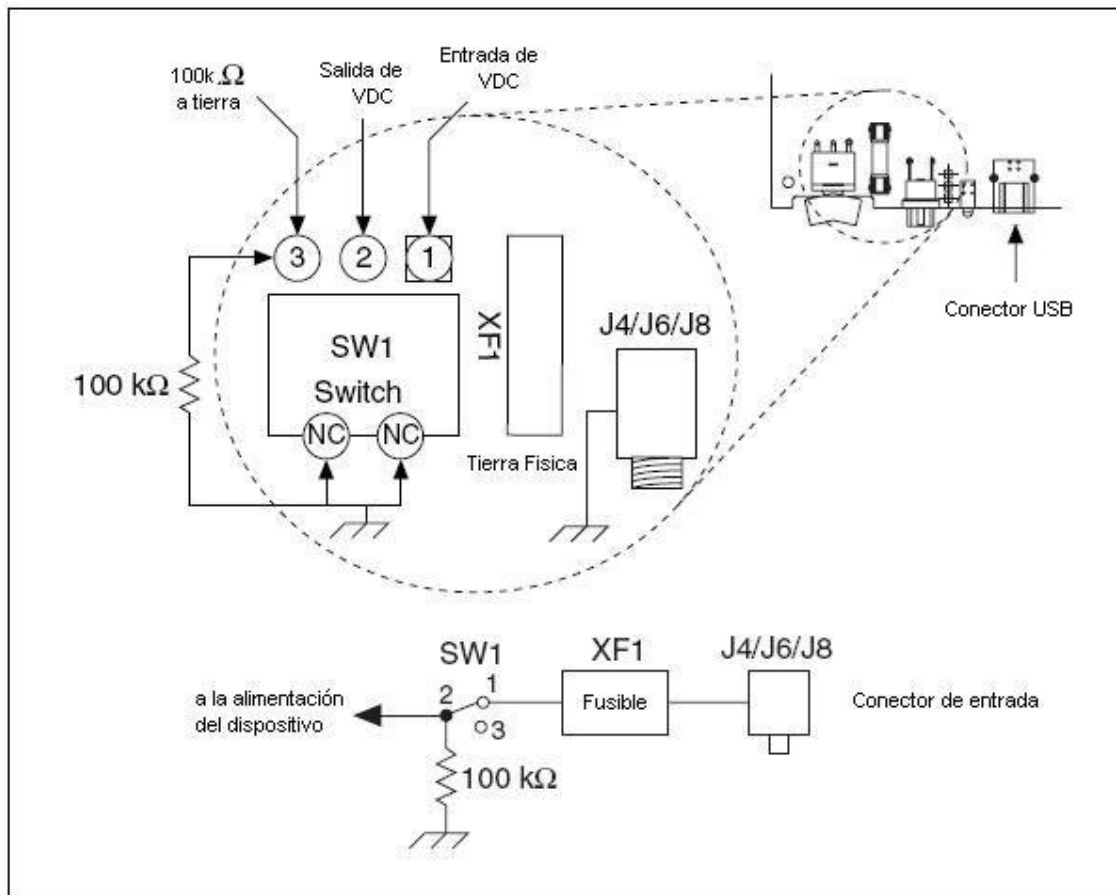


Figura 57. Interconexión interna de los elementos de alimentación

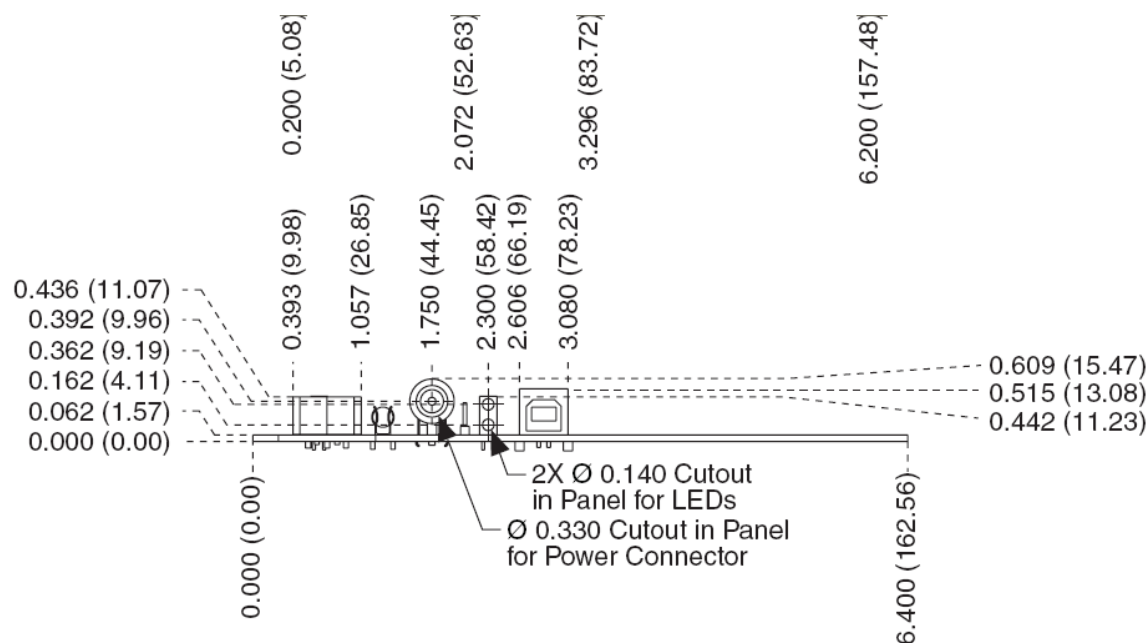


Figura 58. Dimensiones del conector de entrada

1.2.5.b Comunicación USB

La comunicación con la PC desde la tarjeta se realiza con un conector USB convencional mostrado en la figura 57. Su colocación no tiene mayor problema simplemente se introduce como normalmente se acostumbra conectar una memoria USB.

1.2.5.c Señales de DC y AC

La disposición de pines para señales de entrada y salida analógicas y digitales se muestran en la figura 59.

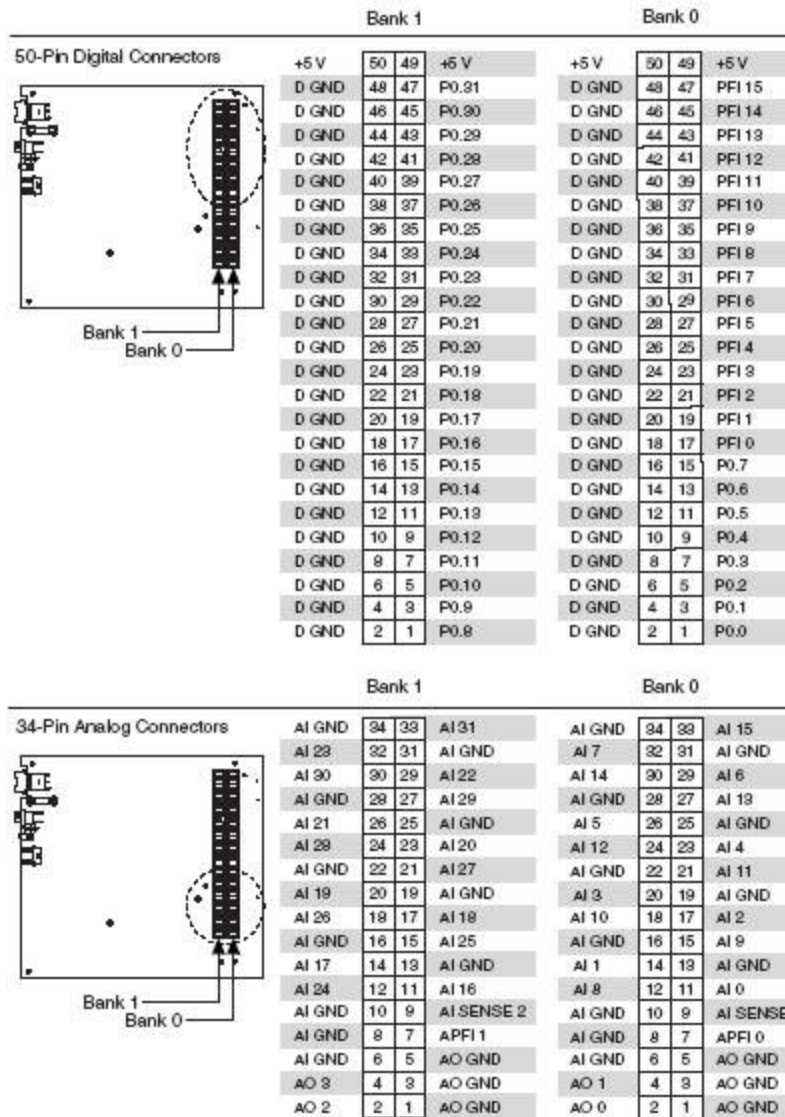


Figura 59. Patigrama de las señales de entrada y salida a la tarjeta USB6259

En la tabla 10 se indican como se conectan las señales en los bancos 0 y 1 de la tarjeta USB6259M y que provienen de las tarjetas de acondicionamiento de señales de DC, la tarjeta de amplificación de señales de AC y las señales de oximetría.

CONECTOR USB 6259-6251

BANCO 1						BANCO 0					
SEÑALES	DISTRIBUCIÓN DE PATAS				SEÑALES	SEÑALES	DISTRIBUCIÓN DE PATAS				SEÑALES
	AI GND	34	33	AI 31	T4	GNDAC	AI GND	34	33	AI 15	FP2
C4	AI 30	32	31	AI GND		FP1	AI 7	32	31	AI GND	
A1	AI 23	30	29	AI 22	EMG3	F8	AI 14	30	29	AI 6	F4
	AI GND	28	27	AI 29	CZ		AI GND	28	27	AI 13	
C3	AI 21	26	25	AI GND		F3	AI 5	26	25	AI GND	
T3	AI 28	24	23	AI 20	ECG	F7	AI 12	24	23	AI 4	FZ
	AI GND	22	21	AI 27	P4		AI GND	22	21	AI 11	%SP02
EMG4	AI 19	20	19	AI GND		A2	AI 3	20	19	AI GND	GNDSP02
P3	AI 26	18	17	AI 18	T6	RONQ	AI 10	18	17	AI 25	BUCAL
	AI GND	16	15	AI 25	O2	NC	AI GND	16	15	AI 9	NASAL
PZ	AI 17	14	13	AI GND		AUX	AI 1	14	13	AI GND	NC
O1	AI 24	12	11	AI 16	F5	POS.C	AI 8	12	11	AI 0	TORAX
GND1	AI GND	10	9	AI SENSE 2		GND	AI GND	10	9	AI SENSE	NC
REF	AI GND	8	7	APFI 1			AI GND	8	7	APFI 0	
	AI GND	6	5	AO GND			AI GND	6	5	AO GND	
	AO 3	4	3	AO GND			AO 1	4	3	AO GND	
	AO 2	2	1	AO GND			AO 0	2	1	AO GND	

Tabla 10. Tabla de conexiones con la tarjeta USB6259

1.2.5.c Conexiones desde la tarjeta A/D a la tarjeta de DC

Los conectores de la tarjeta de señales de DC se muestran en la figura 60. Como se puede apreciar del conector 2 se envían las señales ya amplificadas a la tarjeta USB6259. Al conector 1 llegan de la tarjeta de conexiones al paciente

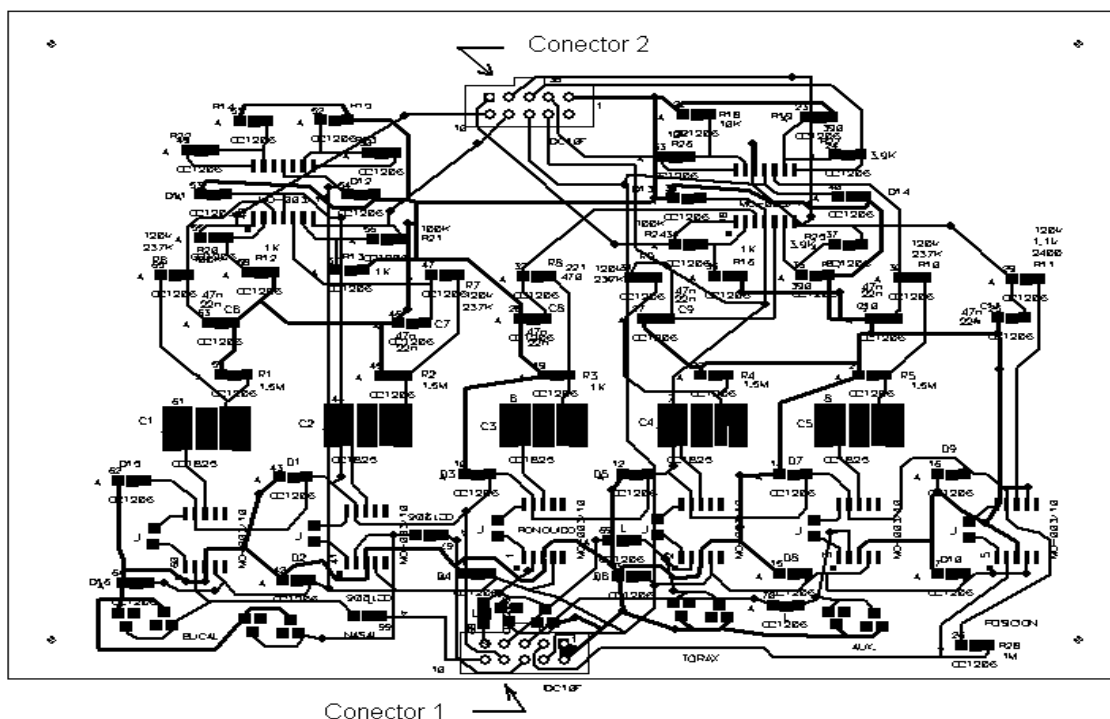


Figura 60. Ubicación de conectores en tarjeta de amplificación de DC

La tabla 11 muestra la asignación de pines en los conectores de entrada y salida para la tarjeta de amplificación de señales de DC

CONECTOR 1		CONECTOR 2	
1	GND	1	GND
2	GND	2	GND
3	POSICIÓN CORPORAL	3	POSICIÓN CORPORAL
4	NC	4	-5 V
5	AUXILIAR	5	CONEXIÓN AUXILIAR
6	NC	6	FLUJO NASAL
7	TORAX	7	EXPANSIÓN TORÁCICA
8	FLUJO NASAL	8	+5 V
9	RONQUIDO	9	RONQUIDO
10	FLUJO BUCAL	10	FLUJO BUCAL

Tabla 11. Conectores 1 y 2 para la tarjeta de DC

1.2.5.d Conexiones de la tarjeta de selección de señales

La figura 61 muestra la ubicación de conectores en la tarjeta de multiplexores. El conector 1 proviene de la tarjeta de conexiones y el conector 2 envía las señales a la tarjeta de amplificadores de AC. El conector 3 contiene las polarizaciones necesarias para alimentar el circuito electrónico. La tabla 12 muestra la asignación de pines en el conector de la alimentación y en el conector 3.

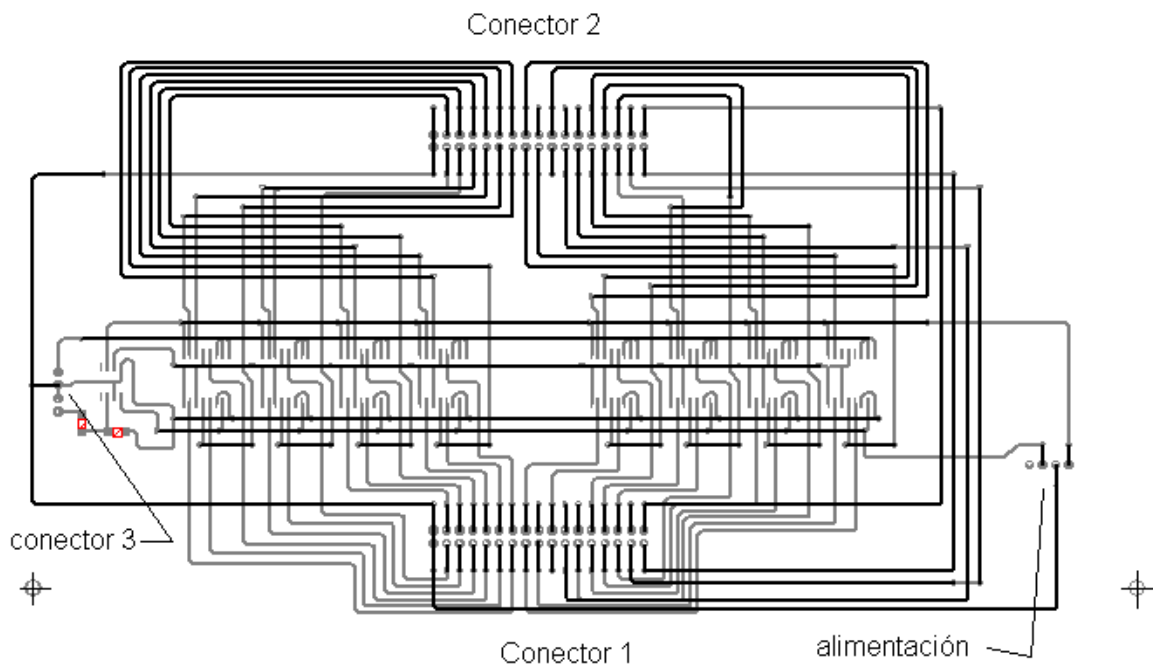


Figura 61. Ubicación de conectores en la tarjeta de conmutación.

PEINES DE ALIMENTACIÓN		CONECTOR 3	
1	NC	1	CONTROL
2	VEE	2	GND
3	GND	3	GND
4	VDD	4	CAL

Tabla 12. Asignación de pines para conector 3 y alimentación de tarjeta de selección

1.2.5.e Conexiones desde la tarjeta A/D a la tarjeta de AC

La figura 62 muestra los peines de conexión de la tarjeta de amplificación de señales de AC. Del conector 6 se toman las señales para ser inyectadas en la tarjeta USB6259M. También se muestra el peine de conexión. En la tabla 13 se muestran la asignación de voltajes a cada terminal.

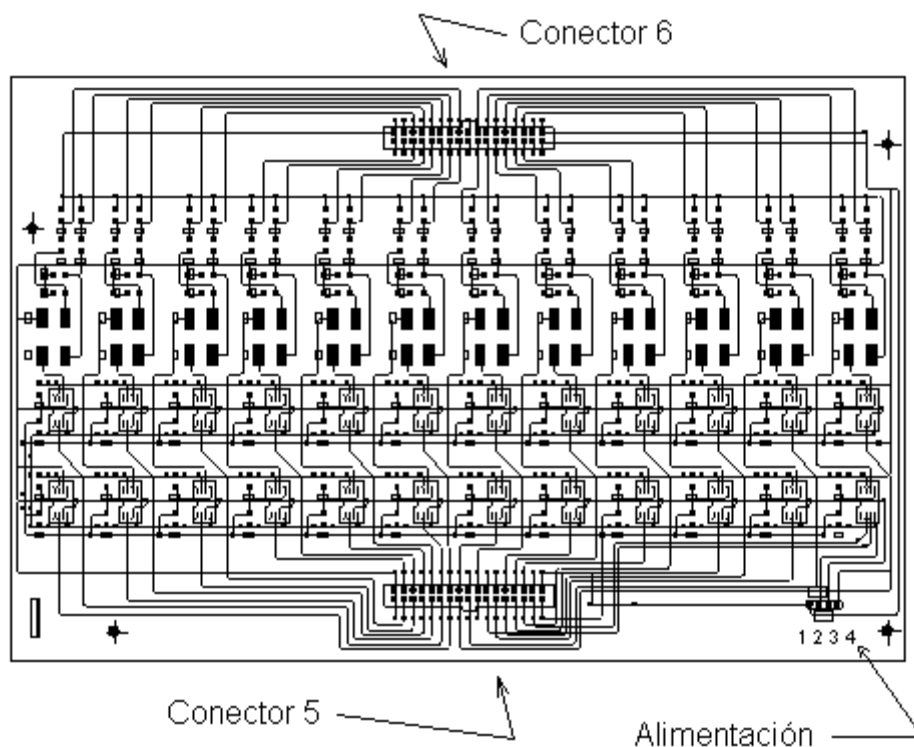


Figura 62. Ubicación de peines de conexión en tarjeta de señales de AC

CONECTOR DE ALIMENTACIÓN	
1	GND
2	-15 V
3	GND
4	+ 15 V

Tabla 13. Tabla de asignación de pines de alimentación en tarjeta de amplificación de AC

1.2.5.f Conexión de la tarjeta A/D al sistema de saturación de oxígeno en sangre

Como se indicó en la parte del oxímetro, se tiene un conector de salidas analógicas (X13) del cual se toman las señales de tierra, SpO2 y señal pletismográfica y se envían a la tarjeta USB6259M. La tabla 14 muestra el tipo de señal presente en cada pin y la figura 63 muestra la disposición de pines.

Parámetro	Intervalo	Resolución	Terminales(X13)header
GND			#1
SpO2	0-100%	10mV/%SpO2	#2
Frecuencia de pulso	0-300bpm	3.33mV/bpm	#3
Calidad de señal	0-100 en 10 pasos	100mV/paso	
Pletismograma	0-255	3.9mV/LSB	#5

Tabla 14. Asignación de pines en el conector X13 del oxímetro

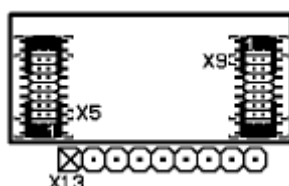


Figura 63. Pines de conexión para salidas analógicas en el oxímetro

1.2.5.g Conexiones de la tarjeta de conexiones de entrada

Todas las señales que provienen del paciente son conectadas a la tarjeta de entrada y de aquí se distribuyen a todo el sistema, estas conexiones tienen una derivación en paralelo hacia otra tarjeta secundaria similar pero de tamaño mas reducido y que se encuentra alojada en la caja de conexiones rápidas, para interconectar estas dos tarjetas se emplea un cable de 50 hilos el cual esta unido a un conector “macho” tipo CENTRONIC.

La figura 64 muestra la disposición de elementos de la tarjeta de conexiones principal.

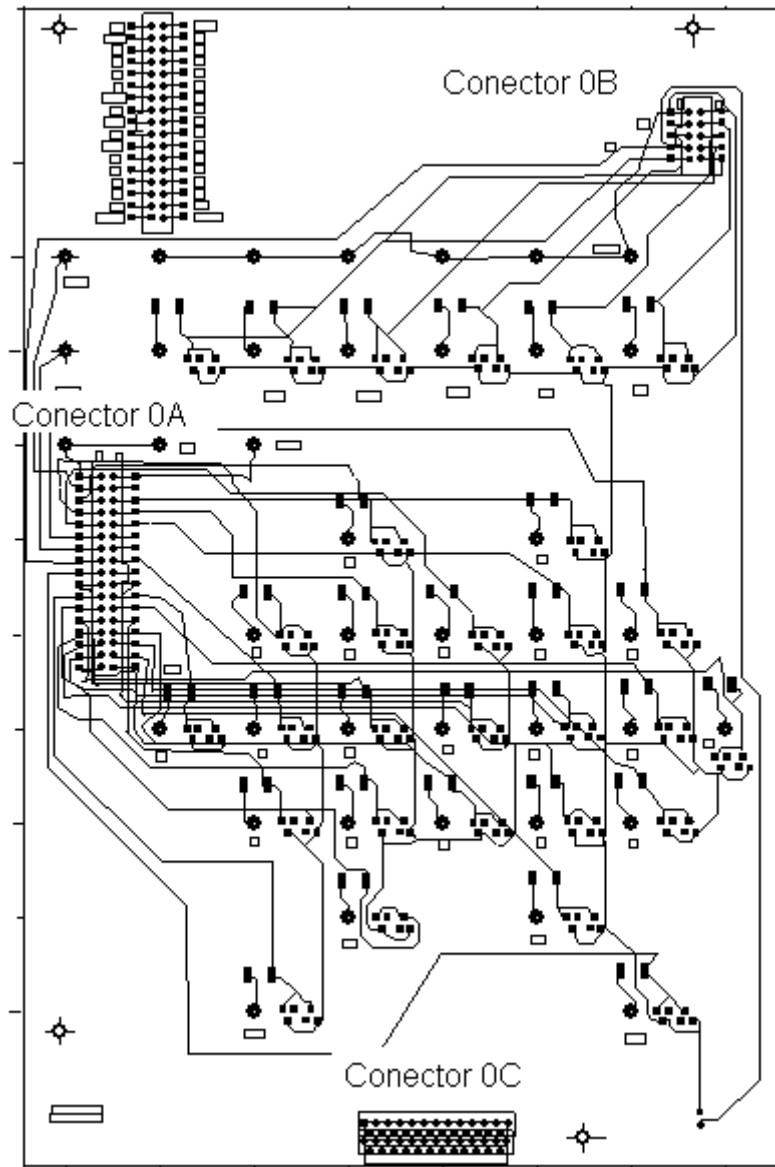


Figura 64. Ubicación de conectores en la tarjeta de conexiones principal

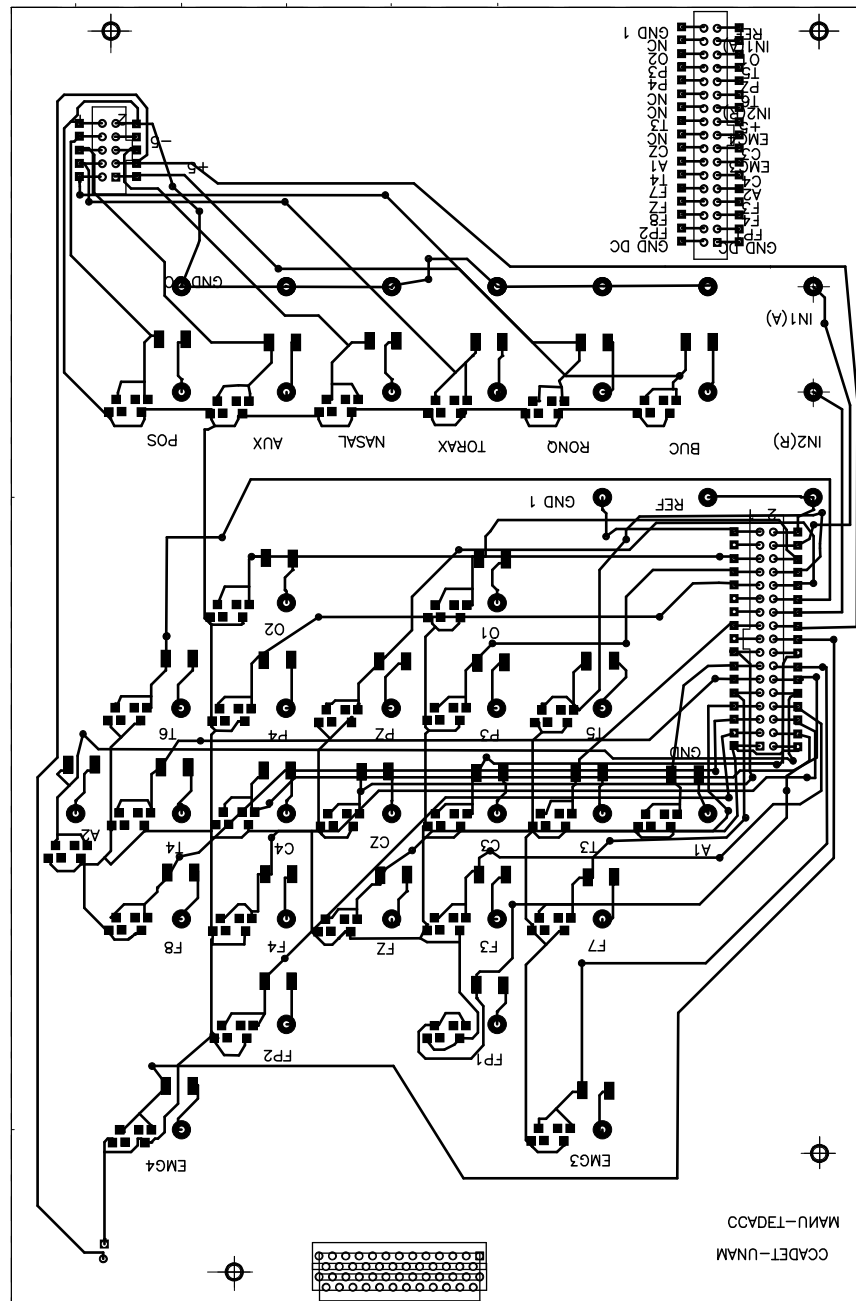
La tabla 15 muestra la disposición de pines y la señal que transmiten al resto del sistema, El conector 0A envía las señales a las tarjetas de DC y de AC, el conector 0B básicamente contiene las polarizaciones y el conector 0C interconecta la tarjeta principal con la tarjeta secundaria,

CONECTOR 0A			
GND1	1	2	REF
NC	3	4	IN1(A)
O2	5	6	O1
P3	7	8	T5
P4	9	10	PZ
NC	11	12	T6
NC	13	14	IN2(R)
T3	15	16	+5 V
NC	17	18	EMG4
CZ	19	20	C3
A1	21	22	EMG3
T4	23	24	C4
F7	25	26	A2
FZ	27	28	F3
F8	29	30	F4
FP2	31	32	FP1
GND DC	33	34	GND DC

CONECTOR 0B	
1	-5 V
2	-5 V
3	POSICIÓN
4	NC
5	AUXILIAR
6	NASAL
7	TORAX
8	+5 V
9	RONQUIDO
10	FLUJO BUCAL

Tabla 15. Disposición de pines para conectores 0A 0B

La figura 65 muestra las señales que provienen de la cabeza del paciente así como las de DC y la señal de ritmo cardiaco.



1.2.5.h Conexiones de la fuente de alimentación

La figura 66 muestra la ubicación de conectores. El conector J1 es exclusivo para la entrada de AC, el conector J2 contiene las salidas de voltaje de DC.

La tabla 16 muestra la disposición de pines del conector J2 y sus salidas de voltajes hacia el circuito.

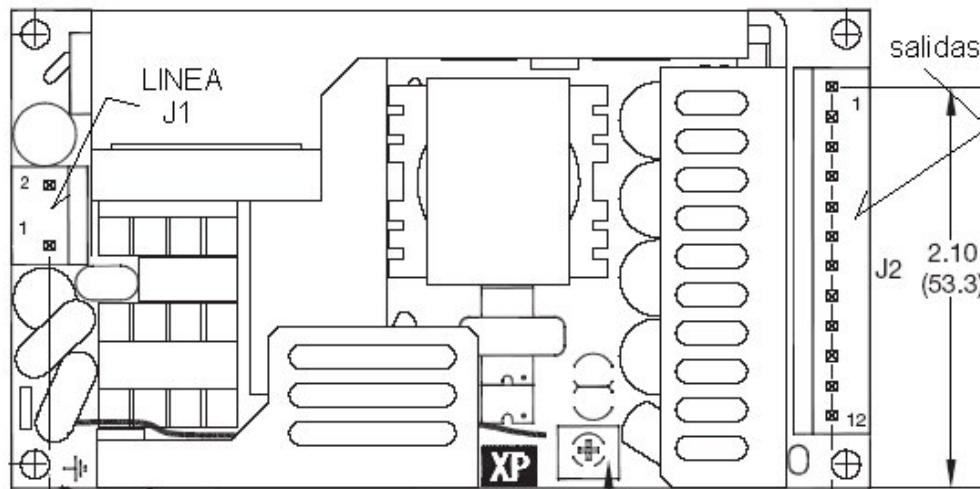


Figura 66. Ubicación de conectores en la fuente de voltajes

Pin(J2)	Voltaje
1	(+5V)
2	(+5V)
3	(+5V)
4	(+5V)
5	(GND)
6	(GND)
7	(GND)
8	(GND)
9	(+15)
10	(+15V)
11	(-15V)
12	NC

Tabla 16. Disposición de pines del conector J2

1.2.6 Gabinete

El gabinete que contiene toda la electrónica del polisomnógrafo es un gabinete comercial, el cual fue maquinado en el laboratorio para adaptarlo a las necesidades propias del sistema electrónico. La figura 67 muestra una vista del gabinete empleado.



Figura 67. Gabinete del polisomnógrafo

El gabinete es un gabinete de la compañía OKW la cual es una compañía alemana que en una de sus líneas maneja gabinetes para aplicaciones biomédicas como es este caso. En particular este gabinete empleado para la electrónica principal es uno de tipo MEDITEC D 220 (N.P. B2210217). En la tabla 17 se muestran sus propiedades y en el apéndice se indican sus medidas con más detalle. En particular este es un gabinete de material cuyo símbolo es ABS, su clasificación UL es (UL94 HB), el tipo de material es Terluran GP-22 y su nivel de seguridad es IP 40. Sus dimensiones principales de largo, ancho y alto son 290, 260 y 74 (mm). Este gabinete viene sin ventilación a diferencia del B2210207 que

es muy parecido. Los gabinetes adicionalmente requieren de dos accesorios que son las tapas delantera y trasera, estas son del tipo “front/rear panel” D y su numero de parte es B2210217. Cuyas dimensiones son de ancho, alto y espesor, 271.6, 105.6 y 3 mm. respectivamente.

Característica	valor
Flamabilidad	clase HB
Resistencia a impacto	alta (180kJ/m ²)
Deformación por calor	baja (coef de exp. De 0.8 a 1.1 (10 ⁻⁴ /°C)
Conductividad térmica	0.17 (W/m.K)
Temperatura máxima	80°C
Permitividad relativa	2.9/2.8
Resistividad volumetrica	10 ¹³ ohms
Resistividad superficial	10 ¹³ ohms

Tabla 17. Tabla de propiedades principales del material del gabinete

Otra de las propiedades importantes que el fabricante asegura es que está libre de asbestos.

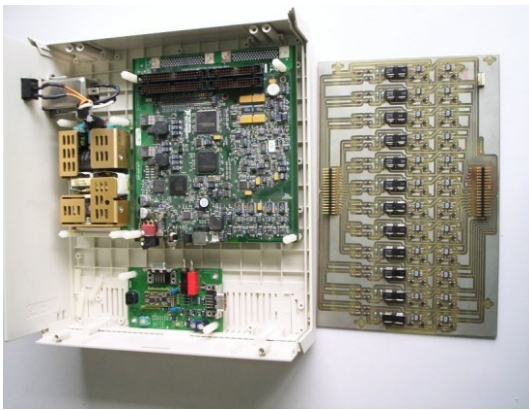
El otro gabinete empleado es el utilizado para la caja de conexiones rápidas, este se muestra en la figura 68. Las propiedades son las mismas que para el gabinete anterior solo que este es un gabinete mas pequeño. Este es un gabinete clasificado por el fabricante como un gabinete para manos.



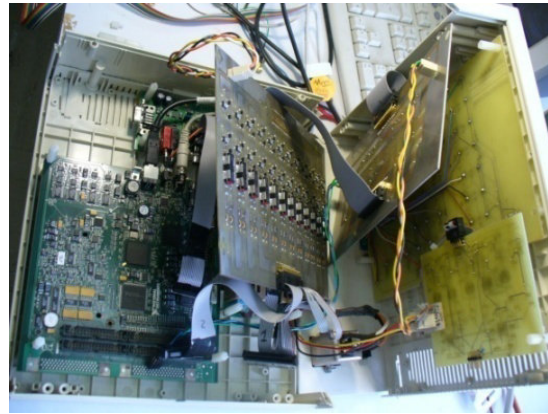
Figura 68. Gabinete para caja de conexiones rápidas

1.2.6.a Ensamble

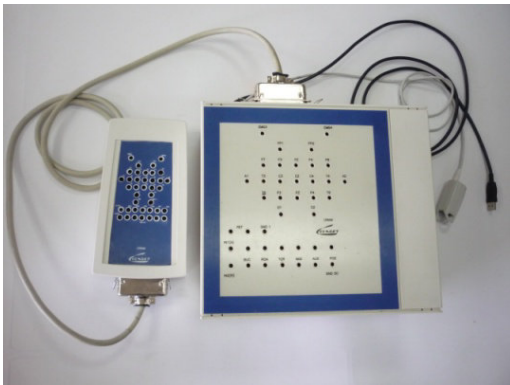
El ensamble del sistema se realizó empleando postes plásticos roscados y sujetándolos al gabinete con tuercas por la parte de atrás. Las figuras 69 muestran parte del proceso de ensamble.



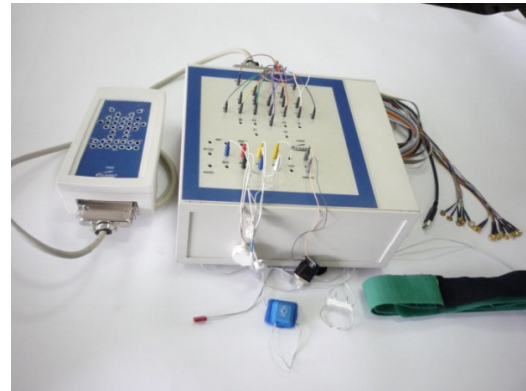
A1)



A2)



A3)



A4)

Figura 69. Proceso de ensamble del polisomnógrafo

1.2.7 Software

El programa de captura y control fue desarrollado en LabView. Con este programa se controla la tarjeta USB6259 de tal forma que se puedan enviar el pulso de calibración al sistema y por otro lado indicar la velocidad de muestreo de las señales de captura así como las señales que se deben capturar y enviar a la PC. La figura 70 muestra parte del código generado por el programa que se utiliza para captura y filtrado de señales.

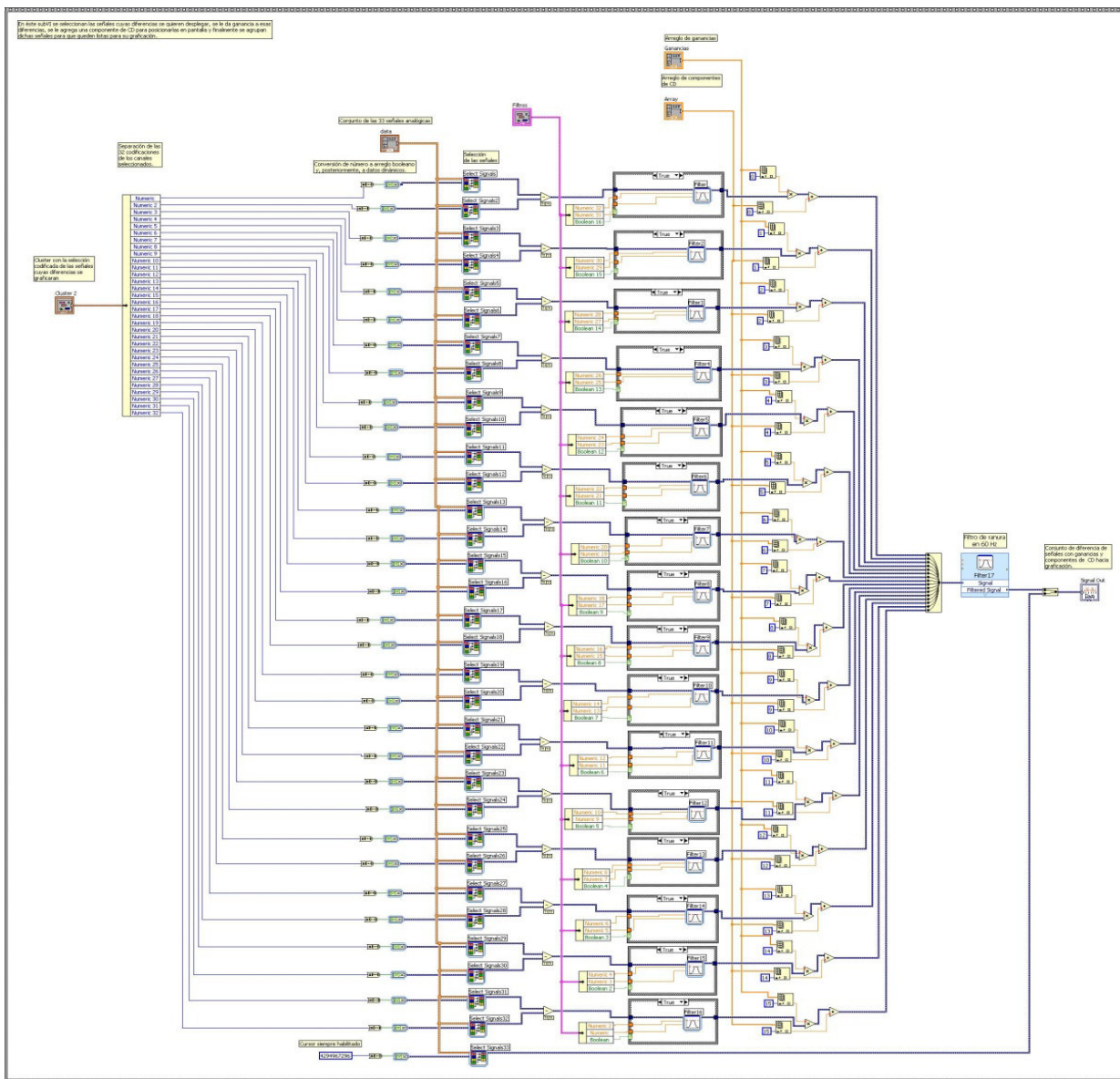


Figura 70. Selección de señales que se quieren leer

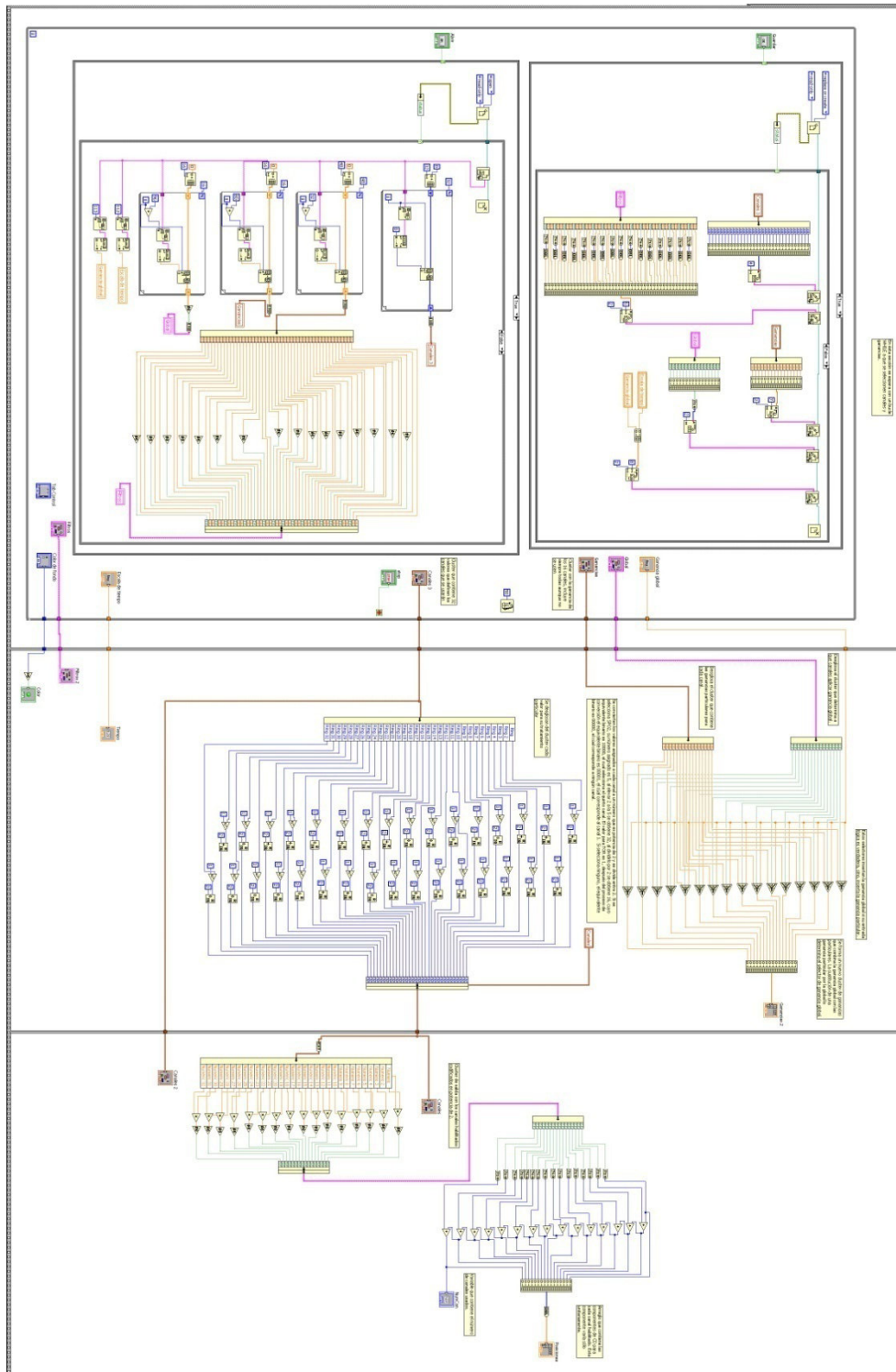


Figura 71. Selección del tipo, captura o lectura y almacenamiento de datos

Este subVI permite introducir el nombre del archivo en el que se quiere guardar la información que se capture, así mismo, habilita la captura. Como salidas se tiene la ruta del archivo mencionado y la condición cierta o falsa para habilitar la captura.

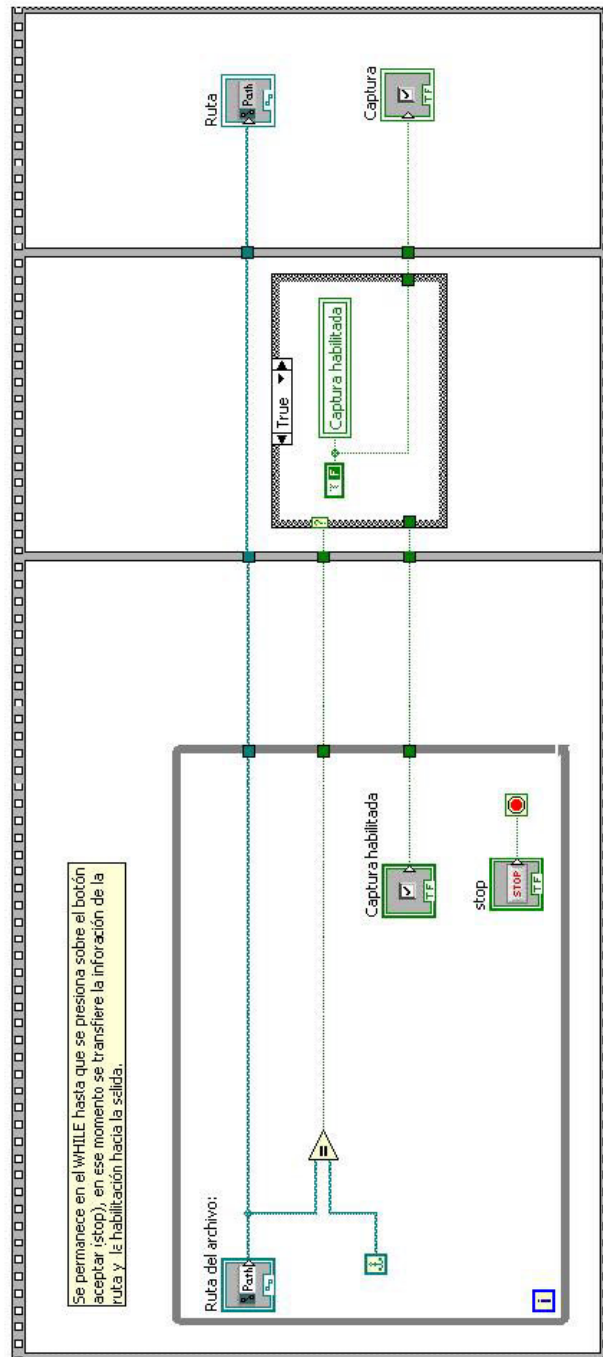


Figura 72. Código que permite guardar la información en archivo

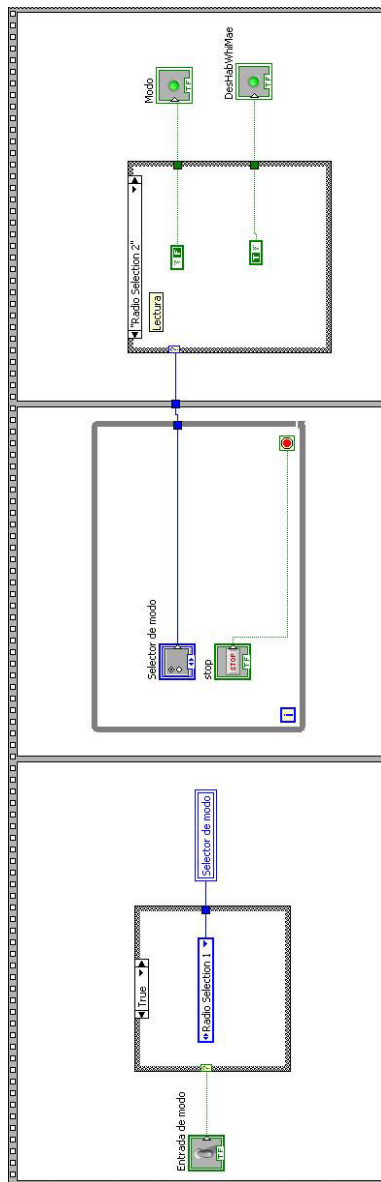
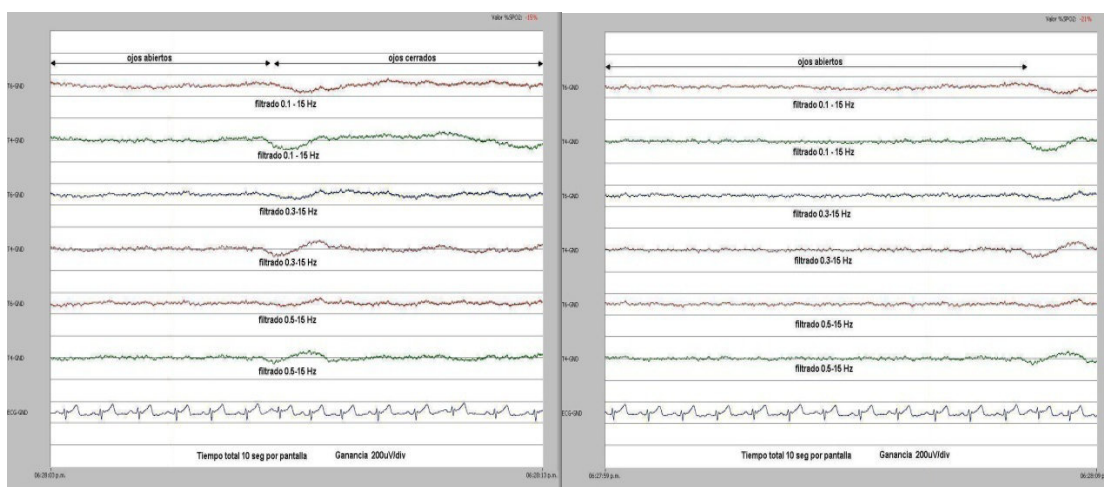


Figura 73. Código del programa que permite seleccionar el modo

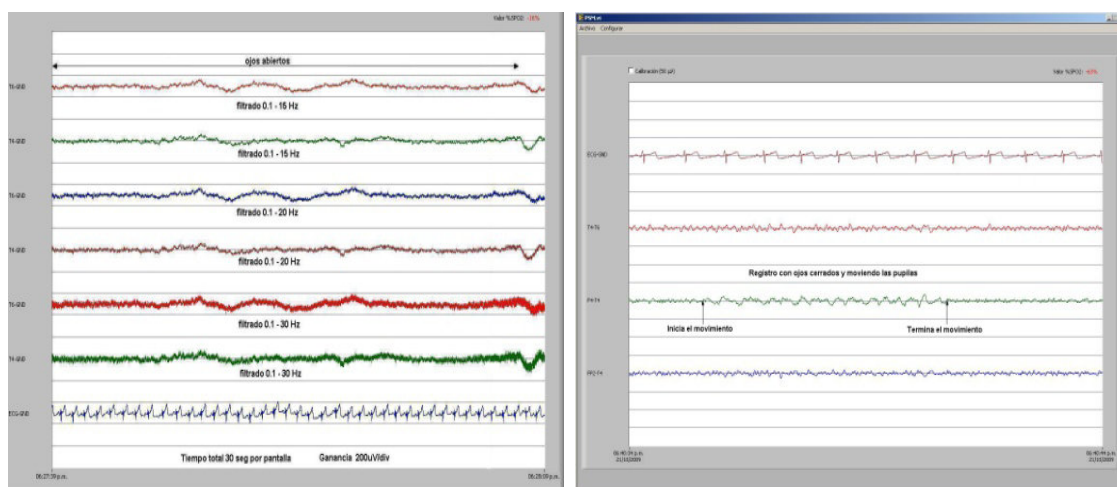
2 PRUEBAS Y RESULTADOS

Las graficas mostradas en las figuras 74 se obtuvieron con un integrante del laboratorio únicamente recostado en un sillón y sin las condiciones requeridas para un estudio de este tipo como podría ser el no haber dormido por 24 horas para poder conciliar el sueño inmediatamente. Estas pruebas fueron abaladas por un técnico experto y considero que eran muy buenas dado que se asemejaban mucho al que ellos obtienen en estudios reales



A1)

A2)



A3)

A4)

Figura 74. Registros que muestran señales de EEG, ECG saturación de oxígeno en sangre para diferentes condiciones del paciente y diferentes conexiones.

3 CONCLUSIONES

El equipo presenta lecturas y registros similares a los obtenidos con un equipo comercial por lo mismo faltaría evaluarlo en pruebas de campo reales para poder tener un punto de evaluación mas certero en cuanto a si se requiere bajar mas el nivel de ruido o con lo logrado hasta este momento esta bien.

A continuación se muestra una imagen del equipo terminado y listo para su entrega.

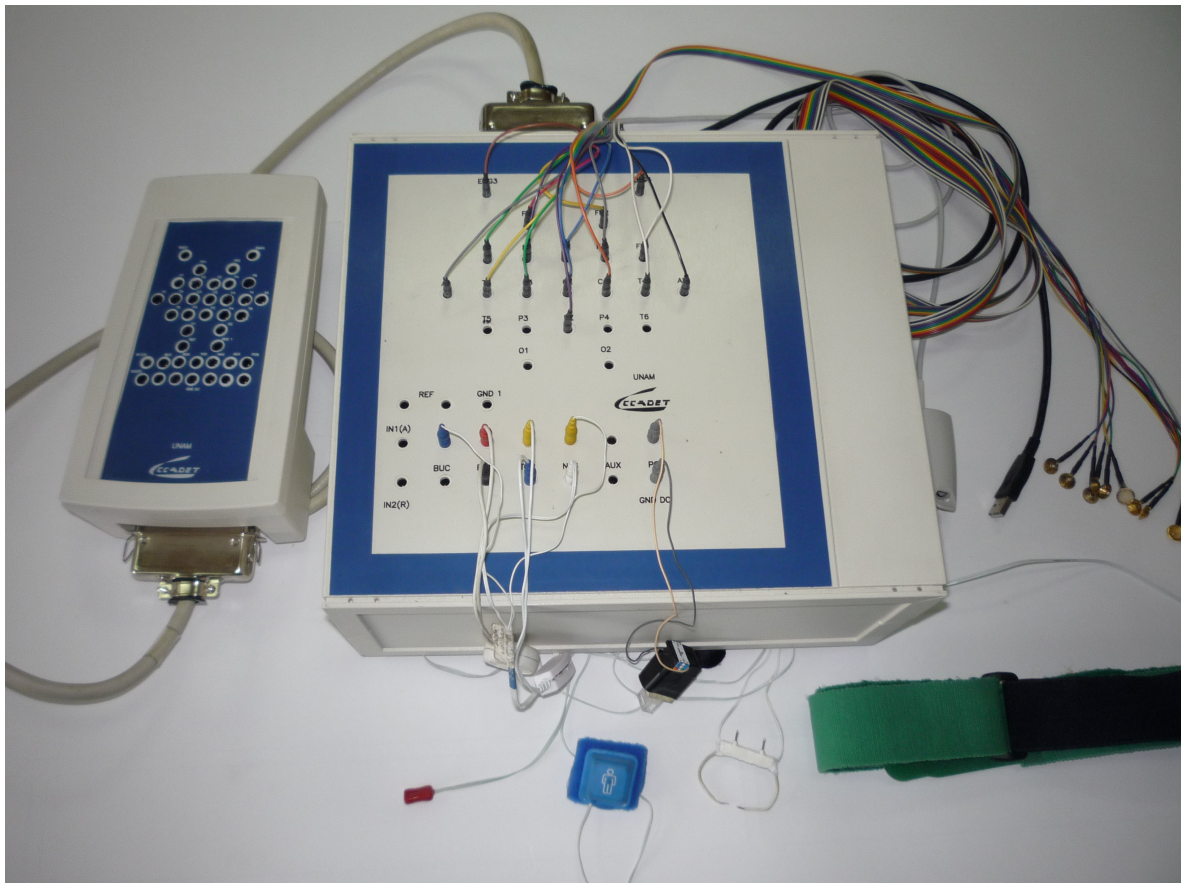
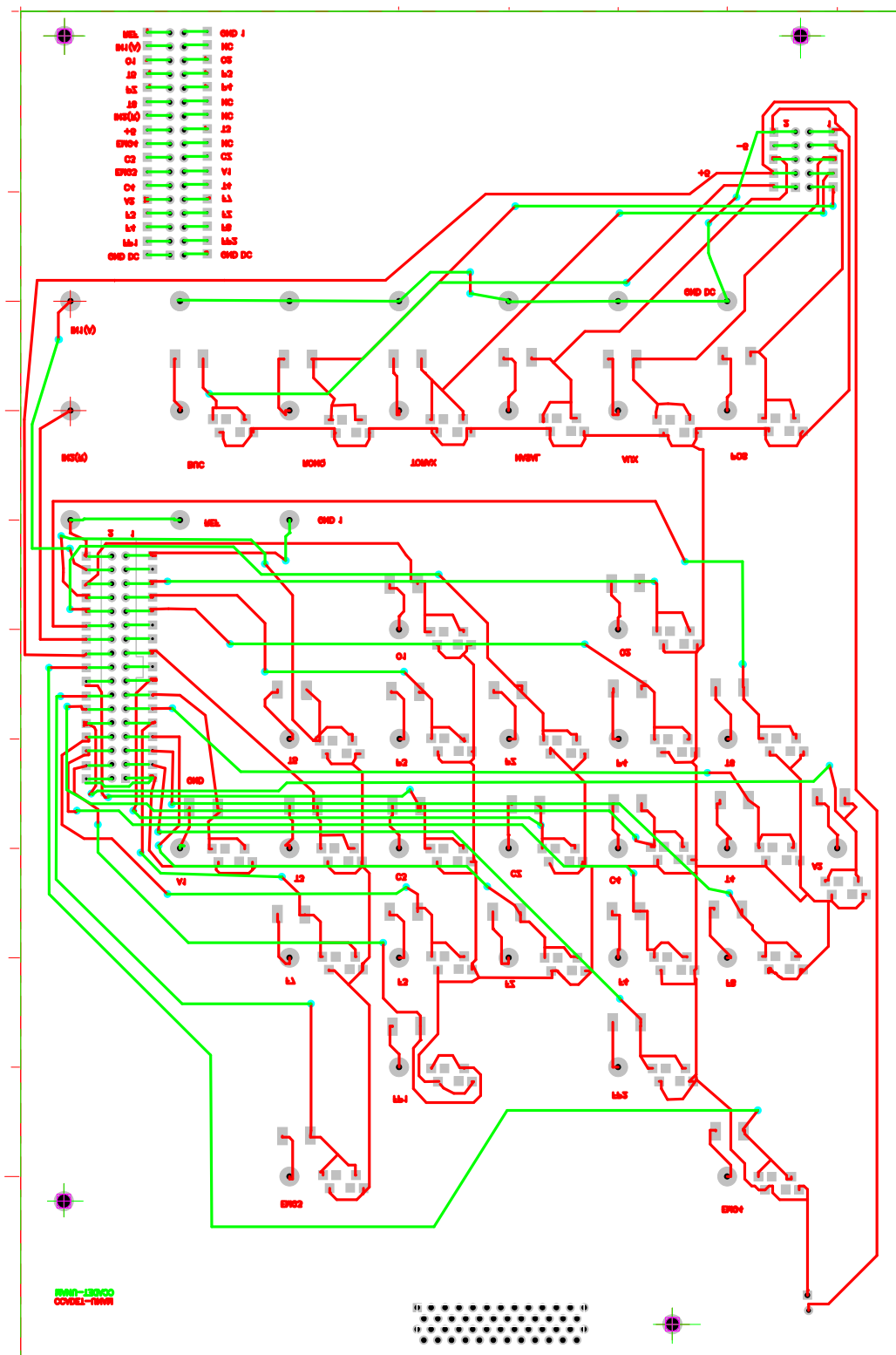


Figura 75. Prototipo final del Polisomnógrafo.

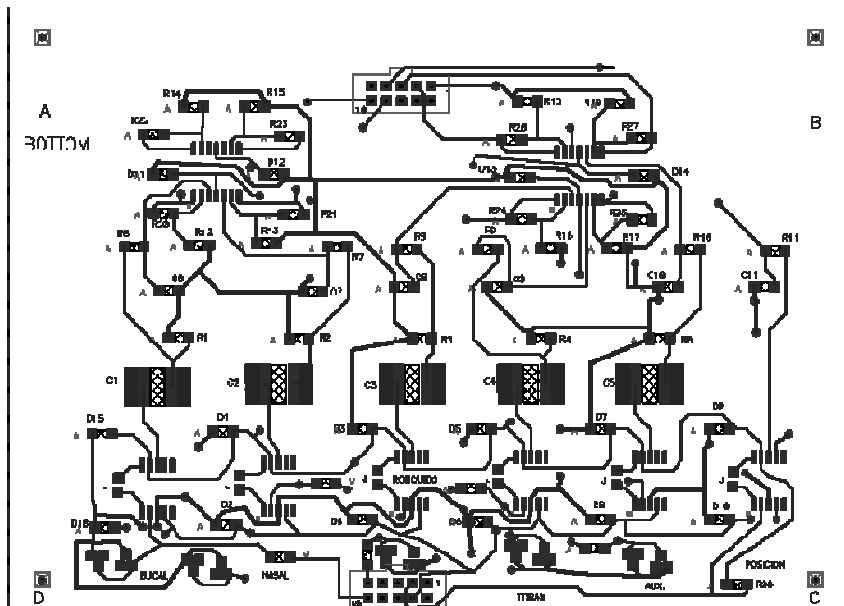
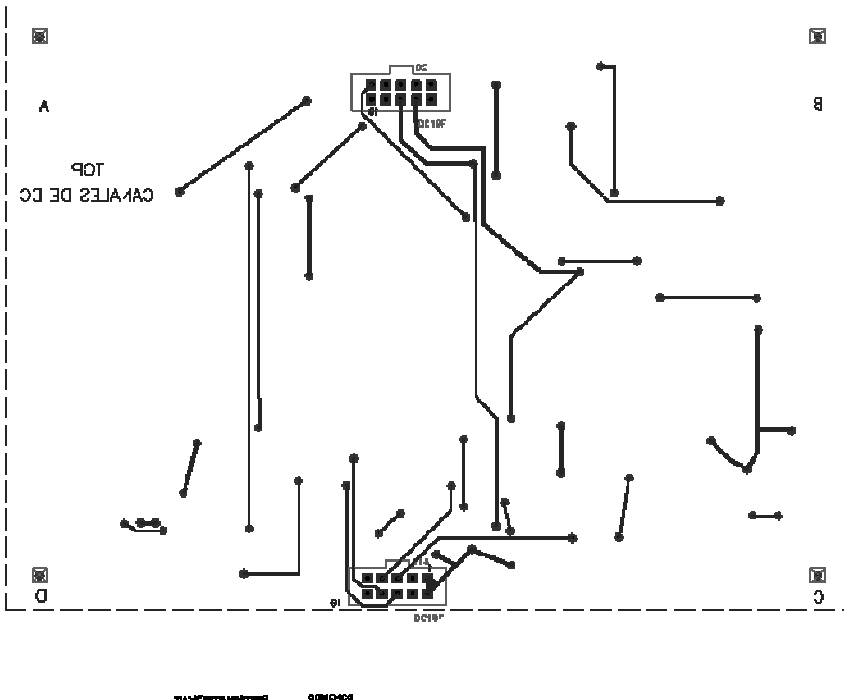
APÉNDICE A

CIRCUITOS IMPRESOS

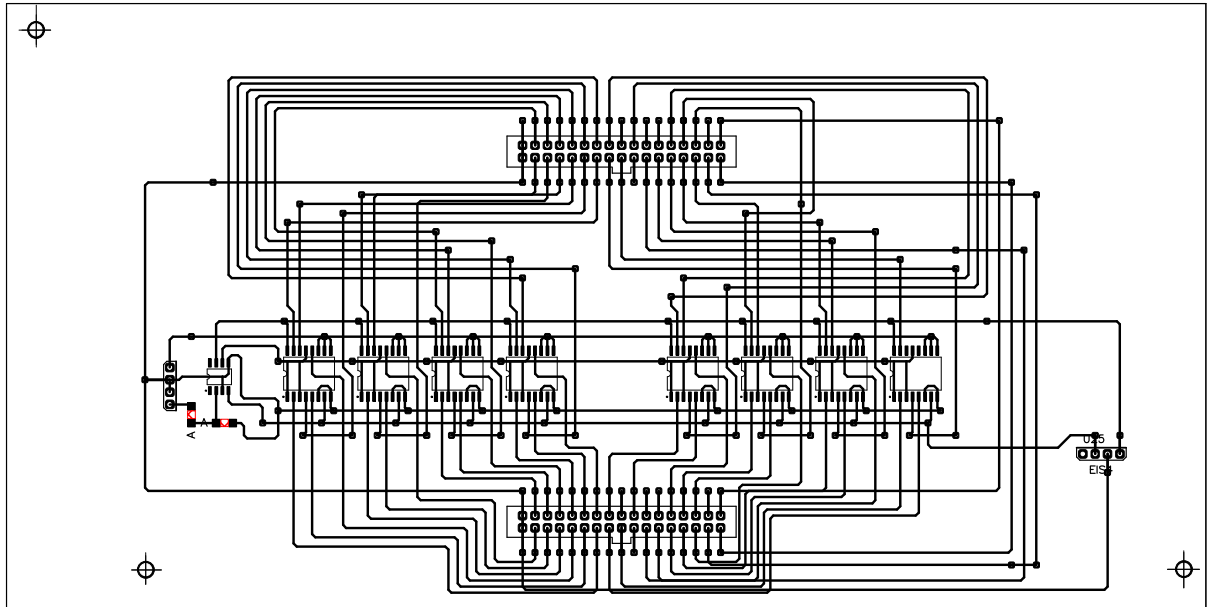
Tarjeta de conexiones



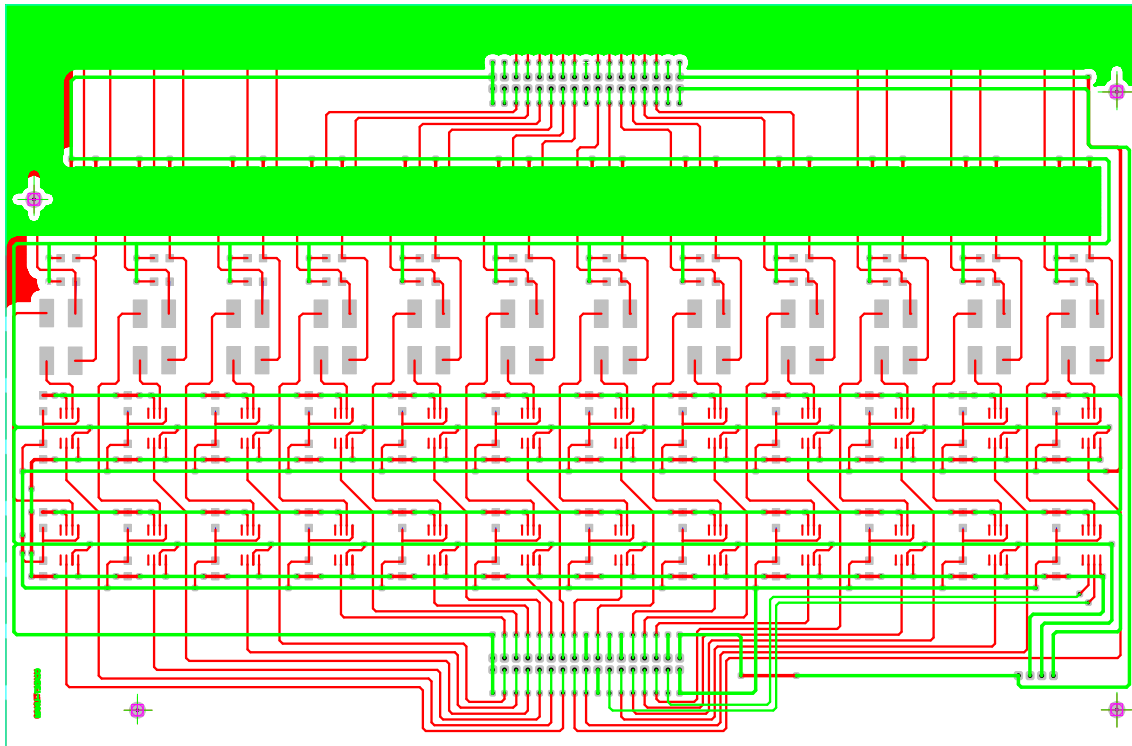
TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA SEÑALES DE DC



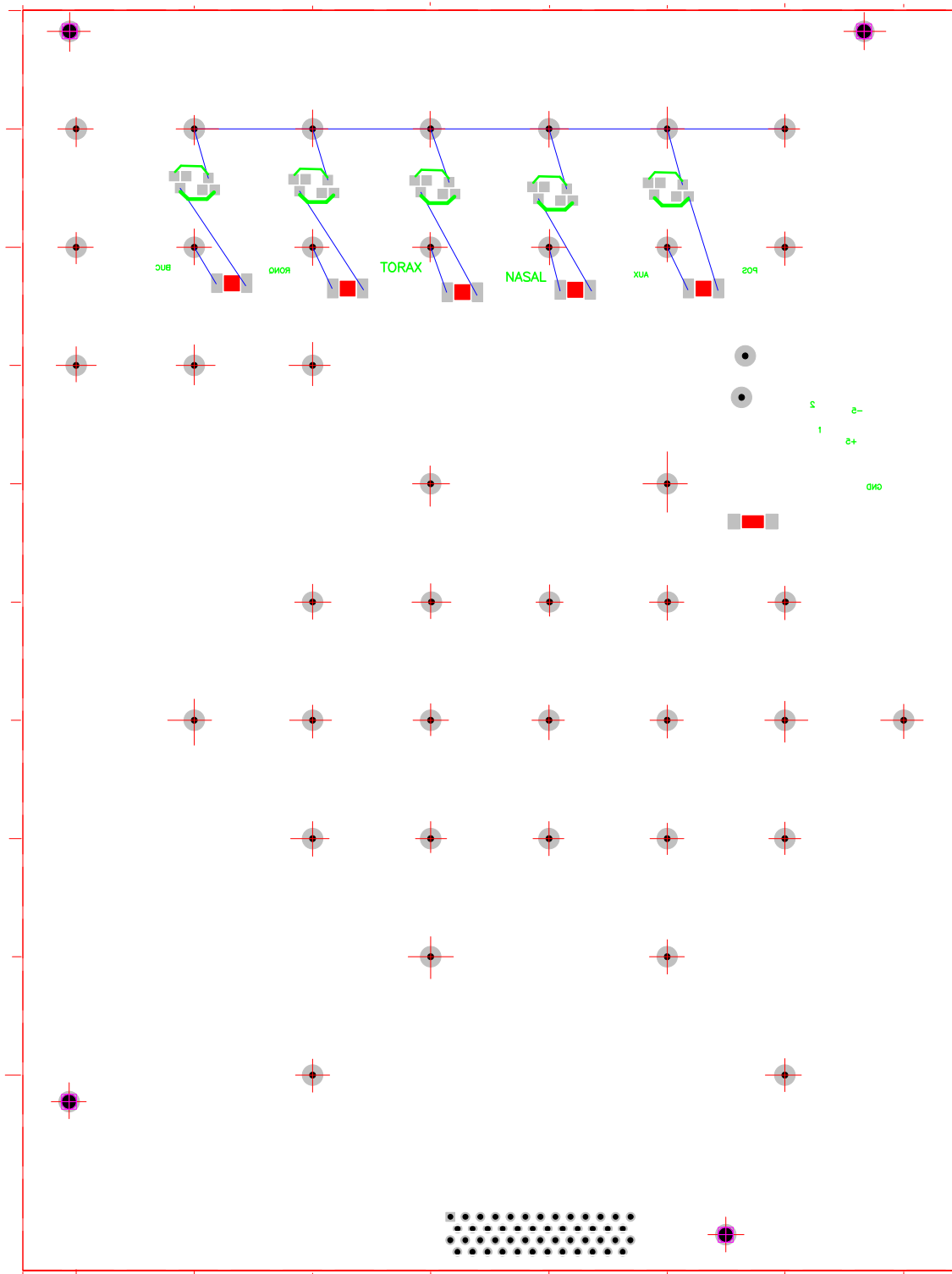
TARJETA DE CONMUTACION



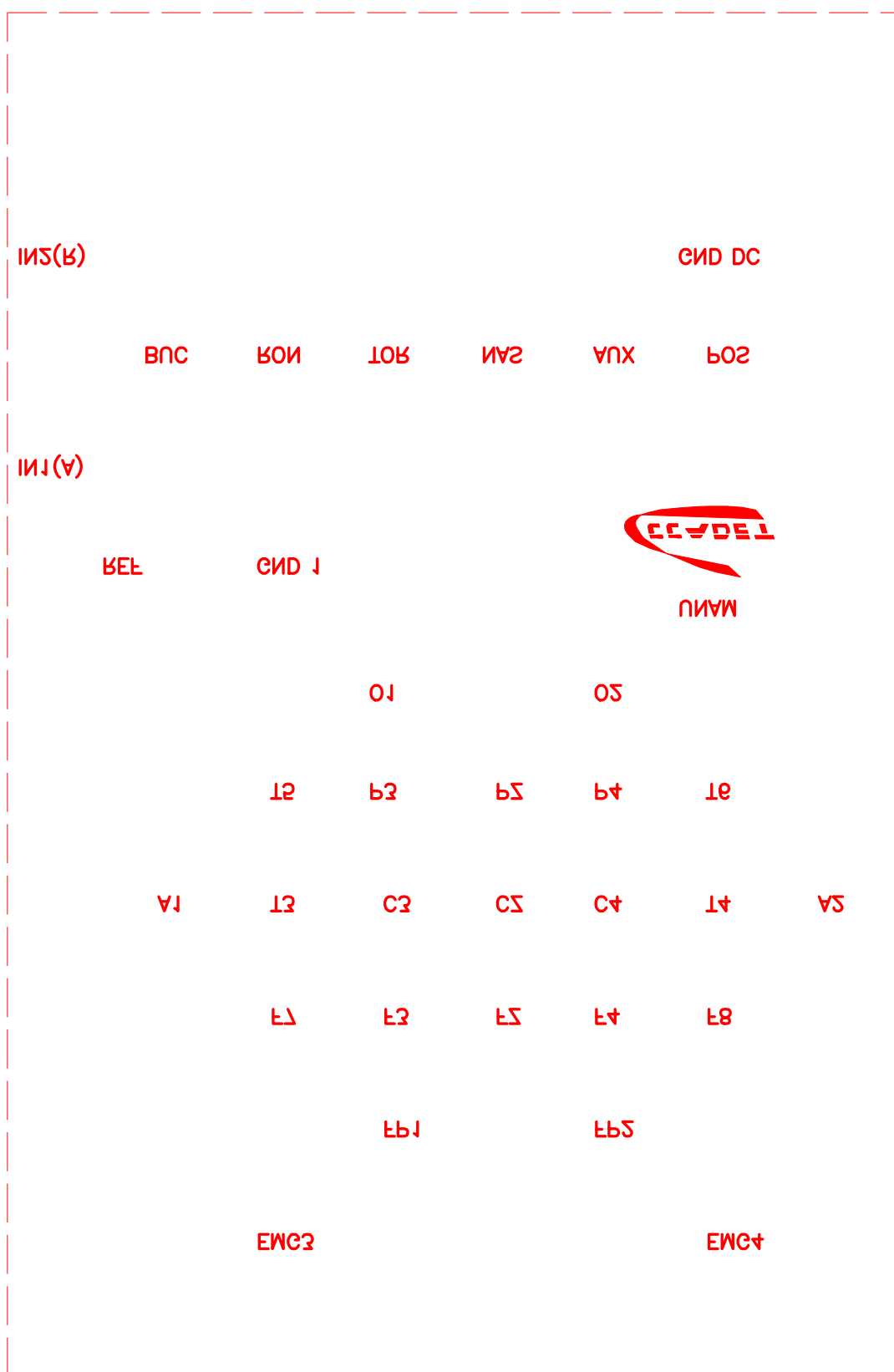
TARJETA DE ACONDICIONAMIENTO PARA SEÑALES DE AC



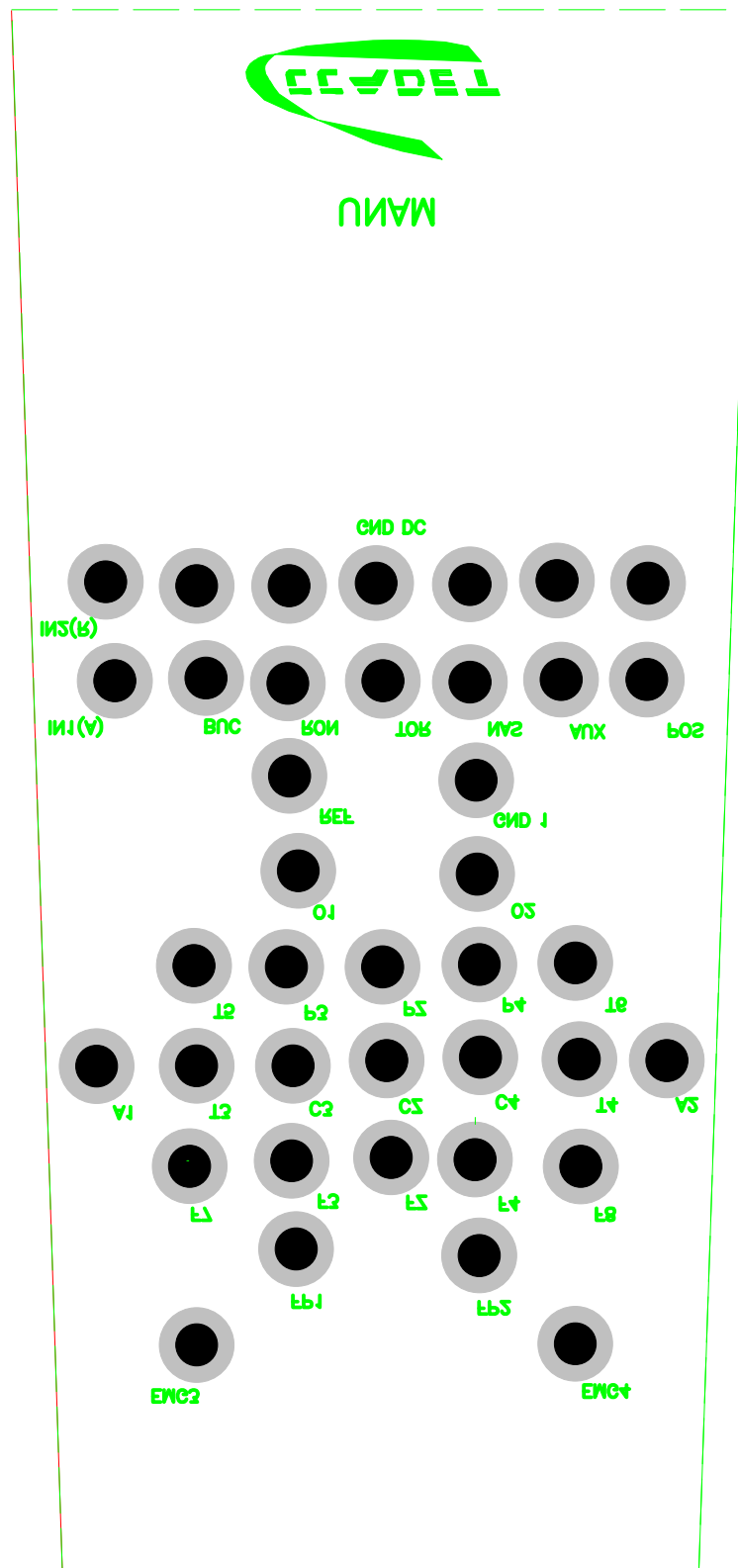
Ubicación de conectores en caja



Serigrafía de caja de amplificadores



Serigrafía de caja de conexiones rápidas



APÉNDICE B

LISTA DE PARTES

LISTA DE MATERIAL (SEÑALES DE DC)

2 CONECTORES IDC10F (DUAL ROW CONNECTORS 0.100")

2 C.I. TLC1079C

6 AMP. INSTRUMENTACION AD621 (SUP.)

16 DIODOS RECTIFICADORES (SUP.)

5 CAPACITORES 1UF/63V SMD-PPS (WIMA)

RES. 1M (SUP.)

4 RES. 1.5M (SUP.)

4 RES.1K (SUP.)

5 RES. 120K (SUP.)

3 RES. 100K (SUP.)

RES.221 (SUP.)

2 RES. 10K (SUP.)

2 RES.3.9K (SUP.)

2 RES. 390 (SUP.)

6 CAP. 47nF (SUP.)

1 LED

LISTA DE MATERIAL (TERJETA DE CONEXIONES)

CONECTORES IDC10F (DUAL ROW CONNECTORS 0.100")

CONECTORES IDC34F (DUAL ROW CONNECTORS 0.100")

40 CONECTORES BANANA MACHO INVERTIDO

29 INDUCTORES 22uH

58 DIODOS DE SEÑAL

1 PEINES (50 PINES)

LISTA DE MATERIAL (TERJETA DE CONEXIONES RAPIDAS)

40 CONECTORES BANANA MACHO INVERTIDO

1 PEINES (50 PINES)

1 LED

LISTA DE MATERIAL (FUENTE DE VOLTAJE)

1 FUENTE AISLADA SERIE ECM100 MODELO: ECM100UT33*

1 REGULADOR LM7805/1A

1 CONECTOR PLUG 5mm. INVERTIDO

2 CONECTORES MOLEX 4PINES

1 CRIM TERMINAL HOUSINGS WITH LOCKING RAMP 10 PINES

LISTA DE MATERIAL (OXÍMETRO)

1 WM 95135 CHIPOX

1WM 91020 DEVELOPMENT KIT CHIPOX

2 BANANAS MACHO 3.5mm.

30 POSTES DE NYLON(THREADED FEMALE, SIZE:4-40) PARA MONTAJE DE
TARJETAS "MOISTURE PACKED" (SPC TECHNOLOGY 2442/440 1 M/F
100EA) 1-800-4NEWARK

LISTA DE MATERIAL (tarjeta de conmutación)

8 CIRCUITOS INTEGRADOS MULTIPLEXORES (HC4053)

1 AMPLIFICADOR ad621

2 RESISTENCIAS A ½ WATT

2 CONECTORES MOLEX

LISTA DE MATERIAL (tarjeta de amplificación de AC)

22 circuitos integrados AD621

44 capacitores de superficie de 0.1uF

SL74HC4053

Analog Multiplexer/Demultiplexer

High-Performance Silicon-Gate CMOS

The SL74HC4053 utilize silicon-gate CMOS technology to achieve fast propagation delays, low ON resistances, and low OFF leakage currents. These analog multiplexers/demultiplexers control analog voltages that may vary across the complete power supply range (from V_{CC} to V_{EE}).

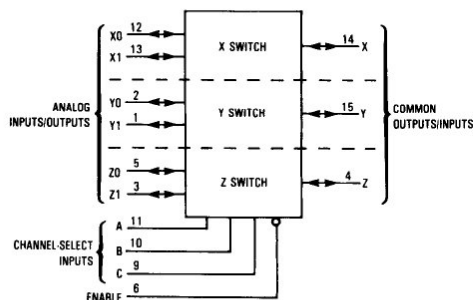
The Channel-Select inputs determine which one of the Analog Inputs/Outputs is to be connected, by means of an analog switch, to the Common Output/Input. When the Enable pin is high, all analog switches are turned off.

The Channel-Select and Enable inputs are compatible with standard CMOS outputs; with pullup resistors, they are compatible with LS/ALSTTL outputs.

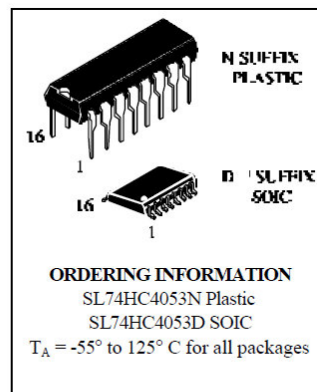
- Fast Switching and Propagation Speeds
- Low Crosstalk Between Switches
- Diode Protection on All Inputs/Outputs
- Analog Power Supply Range ($V_{CC}-V_{EE}$)=2.0 to 12.0 V
- Digital (Control) Power Supply Range ($V_{CC}-GND$)=2.0 to 6.0 V
- Low Noise

LOGIC DIAGRAM

Triple Single-Pole, Double-Position
Plus Common Off



PIN 16 = V_{CC}
PIN 7 = V_{EE}
PIN 8 = GND



PIN ASSIGNMENT

Y1	1	16	V_{CC}
Y0	2	15	Y
Z1	3	14	X
Z0	4	13	X1
Z0	5	12	X0
ENABLE	6	11	A
V_{EE}	7	10	B
GND	8	9	C

FUNCTION TABLE

Control Inputs				ON Channels		
Enable	Select					
	C	B	A			
L	L	L	L	Z0	Y0	X0
L	L	L	H	Z0	Y0	X1
L	L	H	L	Z0	Y1	X0
L	L	H	H	Z0	Y1	X1
L	H	L	L	Z1	Y0	X0
L	H	L	H	Z1	Y0	X1
L	H	H	L	Z1	Y1	X0
L	H	H	H	Z1	Y1	X1
H	X	X	X	None		

X = don't care



Low Drift, Low Power Instrumentation Amplifier

AD621

FEATURES

EASY TO USE

Pin-Strappable Gains of 10 and 100
All Errors Specified for Total System Performance
Higher Performance than Discrete In Amp Designs
Available in 8-Lead DIP and SOIC
Low Power, 1.3 mA Max Supply Current
Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)

EXCELLENT DC PERFORMANCE

0.15% Max, Total Gain Error
 ± 5 ppm/ $^{\circ}$ C, Total Gain Drift
125 μ V Max, Total Offset Voltage
1.0 μ V/ $^{\circ}$ C Max, Offset Voltage Drift

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

800 kHz Bandwidth (G = 10), 200 kHz (G = 100)
12 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

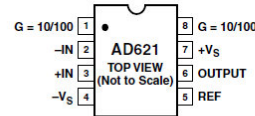
Weigh Scales
Transducer Interface and Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery-Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD621 is an easy to use, low cost, low power, high accuracy instrumentation amplifier that is ideally suited for a wide range of applications. Its unique combination of high performance, small size and low power, outperforms discrete in amp implementations. High functionality, low gain errors, and low

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



gain drift errors are achieved by the use of internal gain setting resistors. Fixed gains of 10 and 100 can easily be set via external pin strapping. The AD621 is fully specified as a total system, therefore, simplifying the design process.

For portable or remote applications, where power dissipation, size, and weight are critical, the AD621 features a very low supply current of 1.3 mA max and is packaged in a compact 8-lead SOIC, 8-lead plastic DIP or 8-lead cerdip. The AD621 also excels in applications requiring high total accuracy, such as precision data acquisition systems used in weigh scales and transducer interface circuits. Low maximum error specifications including nonlinearity of 10 ppm, gain drift of 5 ppm/ $^{\circ}$ C, 50 μ V offset voltage, and 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C offset drift ("B" grade), make possible total system performance at a lower cost than has been previously achieved with discrete designs or with other monolithic instrumentation amplifiers.

When operating from high source impedances, as in ECG and blood pressure monitors, the AD621 features the ideal combination of low noise and low input bias currents. Voltage noise is specified as 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz and 0.28 μ V p-p from 0.1 Hz to 10 Hz. Input current noise is also extremely low at 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$. The AD621 outperforms FET input devices with an input bias current specification of 1.5 nA max over the full industrial temperature range.

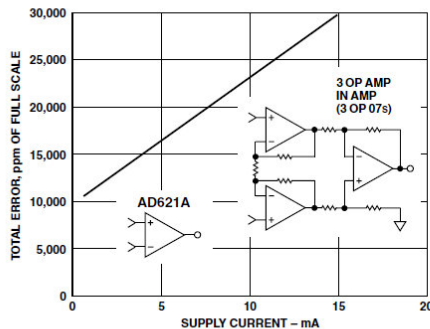


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD621

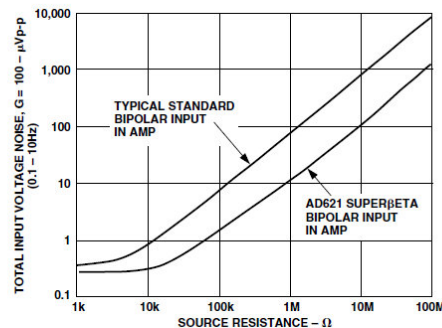


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. B

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 which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 2001

TLC1078, TLC1078Y, TLC1079, TLC1079Y

LinCMOS™ μ POWER PRECISION OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS179A – FEBRUARY 1997 – REVISED MARCH 2001

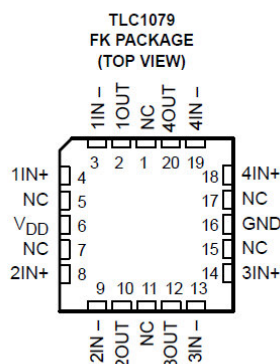
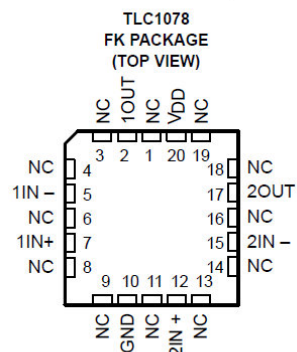
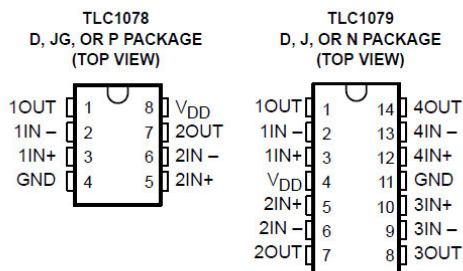
- Power Dissipation as Low as 10 μ W Typ Per Amplifier
- Operates on a Single Silver-Oxide Watch Battery, $V_{DD} = 1.4$ V Min
- $V_{IO} \dots 450 \mu\text{V}/850 \mu\text{V}$ Max in DIP and Small-Outline Package (TLC1078/79)
- Input Offset Voltage Drift $\dots 0.1 \mu\text{V}/\text{Month}$ Typ, Including the First 30 Days
- High-impedance LinCMOS™ Inputs
 $I_{IB} = 0.6$ pA Typ
- High Open-Loop Gain $\dots 800,000$ Typ
- Output Drive Capability > 20 mA
- Slew Rate $\dots 47$ V/ms Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Extends Below the Negative Rail
- Output Voltage Range Includes Negative Rail
- On-Chip ESD-Protection Circuitry
- Small-Outline Package Option Also Available in Tape and Reel

description

The TLC107x operational amplifiers offer ultra-low offset voltage, high gain, 110-kHz bandwidth, 47-V/ms slew rate, and just 150- μ W power dissipation per amplifier.

With a supply voltage of 1.4 V, common-mode input to the negative rail, and output swing to the negative rail, the TLC107xC is an ideal solution for low-voltage battery-operated systems. The 20-mA output drive capability means that the TLC107x can easily drive small resistive and large capacitive loads when needed, while maintaining ultra-low standby power dissipation.

Since this device is functionally compatible as well as pin compatible with the TLC27L2/4 and TLC27L7/9, the TLC107x easily upgrades existing designs that can benefit from its improved performance.



NC – No internal connection



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

LinCMOS is a trademark of Texas Instruments Incorporated.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2001, Texas Instruments Incorporated

40-100 Watts

xppower.com **XP**

ECM Series



- Compact Size - High Power Density
- IT, Industrial & Medical Approvals
- Convection-cooled
- Class I and II Construction
- DC Input Version Available (DCM Series)
- PoE Isolation Version Available (POE Series)
- 3 Year Warranty

Specification

Input

Input Voltage	• 90-264 VAC (120-370 VDC)
Input Frequency	• 47-63 Hz; 440 Hz
Input Current	• 40 W: 0.4 A max at 230 VAC 60 W: 0.6 A max at 230 VAC 100 W: 0.9 A max at 230 VAC
Inrush Current	• 40 A max at 230 VAC
Earth Leakage Current	• <125 μ A at 115 VAC/60 Hz <210 μ A at 230 VAC/50 Hz
Input Protection	• Internal T3.15 A, 250 V fuse in line and neutral

Output

Output Voltage	• See tables
Output Voltage Trim	• $\pm 5\%$ on 3.3 V & 5 V versions, $\pm 10\%$ on other single output models and V1 of multi-output models. See note 1 for ECM40/60 models
Initial Set Accuracy	• $\pm 1.0\%$ V1, $\pm 5\%$ V2, V3 & V4
Minimum Load	• See tables
Start Up Delay	• 1.5 s max
Start Up Rise Time	• 10 ms max
Hold Up Time	• 16/75 ms min at 115/230 VAC
Line Regulation	• $\pm 0.5\%$
Load Regulation	• $\pm 1\%$ single output models; $\pm 3\%$ V1, $\pm 5\%$ V2 & V3 ECM40/60 multi-output models. $\pm 1\%$ V1 & V2, $\pm 5\%$ V3 & V4 ECM100
Cross Regulation	• 2% on ECM40/60 only
Over/Undershoot	• None at turn on/off
Transient Response	• 4% max. deviation, recovery to within 1% in 500 μ s for a 25% load change
Ripple & Noise	• 1% pk-pk, 20 MHz bandwidth
Overvoltage Protection	• 115-135% Vnom, recycle input to reset
Overload Protection	• 110-150% on primary power limit, auto recovery
Short Circuit Protection	• Trip and restart (Hiccup mode)
Temperature Coefficient	• 0.05%/°C
Peak Load	• 120% for 100 ms (ECM40/60) see note 3.

General

Efficiency	• 80-85% depending on model
Isolation	• 4000 VAC Input to Output 1500 VAC Input to Ground 500 VAC Output to Ground
Switching Frequency	• 70 kHz typical
Power Density	• 40 W: 4.2 W/In ³ 60 W: 6.3 W/In ³ 100 W: 7.4 W/In ³
MTBF	• 600 kHrs to MIL-HDBK-217F at 25 °C, GB

Environmental

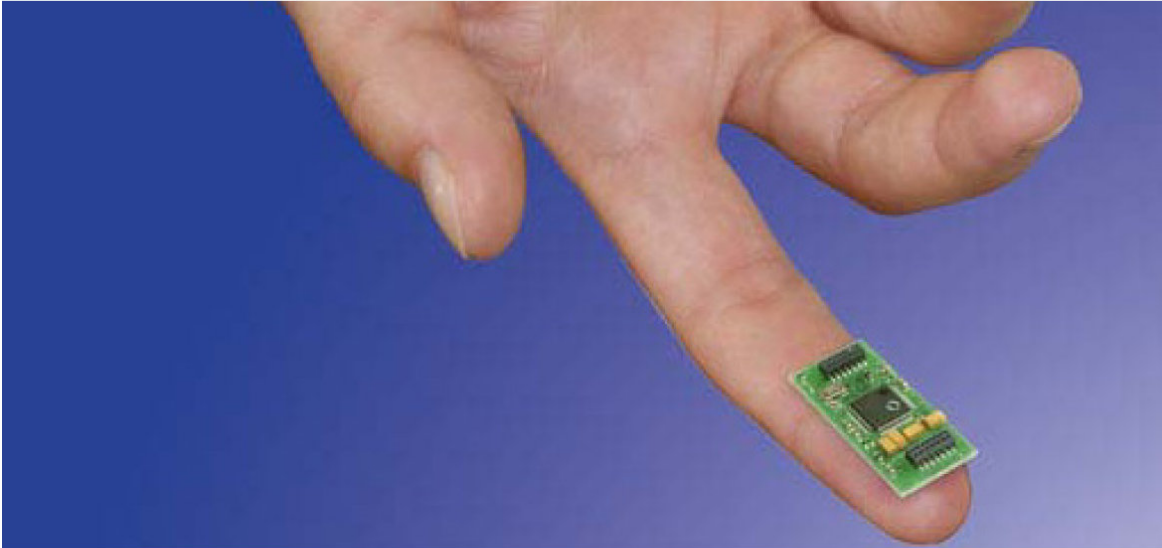
Operating Temperature	• 0 °C to +70 °C. Refer to derating curves for specific operating limitations.
Cooling	• Convection & fan-cooled ratings (see derating curves)
Operating Humidity	• 95% RH, non-condensing
Storage Temperature	• -40 °C to +85 °C
Operating Altitude	• 3000 m
Shock	• 30 g pk, half sine, 6 axes
Vibration	• 2 g rms, 5 Hz to 500 Hz, 3 axes

EMC & Safety

Emissions	• EN60601-1-2, EN61204-3, FCC 20780, EN55022 & EN55011, level B conducted EN55022 Level A radiated
Harmonic Currents	• EN61000-3-2
Voltage Flicker	• EN61000-3-3
ESD Immunity	• EN61000-4-2, level 3 Perf Criteria A
Radiated Immunity	• EN61000-4-3, 10 V/m Perf Criteria A
EFT/Burst	• EN61000-4-4, level 3 Perf Criteria A
Surge	• EN61000-4-5, level 3 Perf Criteria A
Conducted Immunity	• EN61000-4-6, 10 V Perf Criteria A
Dips & Interruptions	• EN61000-4-11, 30% 10 ms, 60% 100 ms, 100% 5000 ms, Perf Criteria A, B, B EN60601-1, 30% 500 ms, 60% 100 ms, 100% 10 ms, 100% 5000 ms, Perf Criteria A, A (with 50% load), A, B
Safety Approvals	• EN60950, UL60950, CSA 22.2 601.1, EN60601-1, UL60601-1 ECM40 & ECM60: SEMI F47



T H E X P E R T S I N P O W E R



ChipOx

Digital Pulse Oximeter Module

WM 95135

Technical Integration Instructions

WEINM/ANN
medical technology

USER GUIDE

NI USB-622x/625x/628x OEM

M Series USB-6221/6225/6229/6251/6255/6259/6281/6289 OEM Devices

This document provides dimensions, pinouts, and information about the connectors, switch, LEDs, and chassis ground of the National Instruments USB-6221 OEM, USB-6225 OEM, USB-6229 OEM, USB-6251 OEM, USB-6255 OEM, USB-6259 OEM, USB-6281 OEM, and USB-6289 OEM devices. It also explains how to modify the USB device name in Microsoft Windows.



Caution There are no product safety, electromagnetic compatibility (EMC), or CE marking compliance claims made for the USB-622x/625x/628x OEM devices. Conformity to any and all compliance requirements rests with the end product supplier.



Caution (USB-628x Devices) Exercise caution when placing USB-628x OEM devices inside an enclosure. Auxiliary cooling may be necessary to keep the device under the maximum ambient temperature rating of 45 °C, as specified in the *NI 628x Specifications*.

Figure 1 shows the USB-6221/6251/6281 OEM and USB-6225/6229/6255/6259/6289 OEM devices.

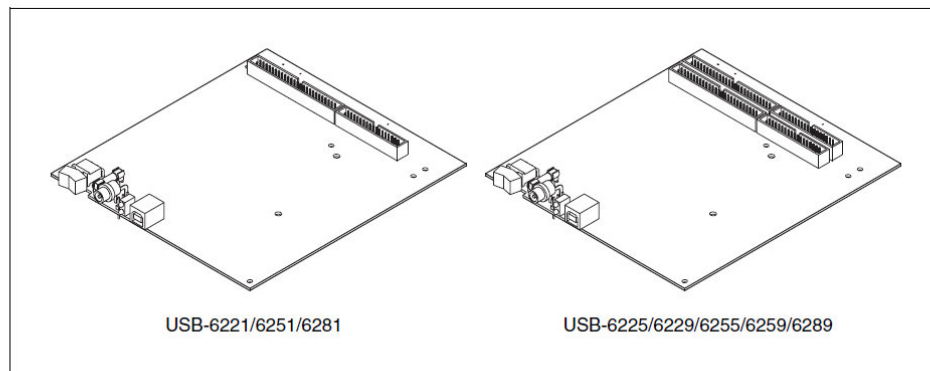


Figure 1. USB-622x/625x/628x OEM Devices

WIMA SMD-PPS



Metallized Polyphenylene-Sulphide (PPS) SMD Film Capacitors with Box Encapsulation

Special Features

- Size codes 1812, 2220, 2824, 4030, 5040 and 6054 with PPS and encapsulated
- Operating temperature up to 140° C
- Self-healing
- Suitable for lead-free soldering
- Low dissipation factor
- Low dielectric absorption
- Very constant capacitance value versus temperature
- According to RoHS 2002/95/EC

Typical Applications

For general applications in high temperature circuits e.g.

- By-pass
- Blocking
- Coupling and decoupling
- Timing
- Filtering
- Oscillating circuits

Construction

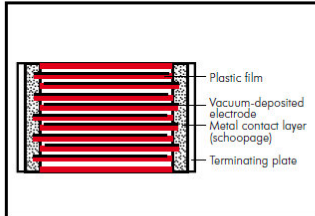
Dielectric:

Polyphenylene-sulphide (PPS) film

Capacitor electrodes:

Vacuum-deposited

Internal construction:



Encapsulation:

Solvent-resistant, flame-retardant plastic case, UL 94 V-0

Terminations:

Tinned plates.

Marking:

Box colour: Black.

Electrical Data

Capacitance range:

0.01 μ F to 6.8 μ F

Rated voltages:

63 VDC, 100 VDC, 250 VDC, 400 VDC, 630 VDC, 1000 VDC

Capacitance tolerances:

$\pm 20\%$, $\pm 10\%$ ($\pm 5\%$ available subject to special enquiry)

Operating temperature range:

-55° C to +140° C

Climatic test category:

55/140/56 in accordance with IEC

Insulation resistance at +20° C:

U_r	U_{test}	$C \leq 0.33 \mu F$	$0.33 \mu F < C \leq 6.8 \mu F$
63 VDC 100 VDC	50 V 100 V	$\geq 1 \times 10^4 M\Omega$ (mean value: $3 \times 10^4 M\Omega$)	$\geq 3000 \text{ sec } (M\Omega \times \mu F)$ (mean value: 6000 sec)
$\geq 250 \text{ VDC}$	100 V	$\geq 3 \times 10^4 M\Omega$ (mean value: $6 \times 10^4 M\Omega$)	$\geq 6000 \text{ sec } (M\Omega \times \mu F)$ (mean value: 12000 sec)

Measuring time: 1 min.

Dissipation factors at +20° C: $\tan \delta$

at f	$C \leq 0.1 \mu F$	$0.1 \mu F < C \leq 1.0 \mu F$	$C > 1.0 \mu F$
1 kHz	$\leq 15 \times 10^{-4}$	$\leq 20 \times 10^{-4}$	$\leq 20 \times 10^{-4}$
10 kHz	$\leq 20 \times 10^{-4}$	$\leq 25 \times 10^{-4}$	—
100 kHz	$\leq 50 \times 10^{-4}$	—	—

Maximum pulse rise time: for pulses equal to the rated voltage

Capacitance μF	Pulse rise time V/ μ sec max. operation/test					
	63 VDC	100 VDC	250 VDC	400 VDC	630 VDC	1000 VDC
0.01 ... 0.022	25/250	25/250	30/300	35/350	40/400	45/450
0.033 ... 0.068	15/150	15/150	20/200	25/250	28/280	32/320
0.1 ... 0.22	10/100	10/100	12/120	15/150	—	—
0.33 ... 0.68	5/50	5/50	6/60	8/80	—	—
1.0 ... 2.2	3/30	3/30	—	—	—	—
3.3 ... 6.8	2/20	—	—	—	—	—

Dip Solder Test/Processing

Resistance to soldering heat:

Test Tb in accordance with DIN IEC

60068-2-58/DIN EN 60384-20.

Soldering bath temperature max. 260° C.

Soldering duration max. 5 sec.

Change in capacitance $\Delta C/C < 5\%$.

Soldering process:

Wave soldering and re-flow soldering

(see temperature/time graphs page 121).

Packing

Available taped and reeled in 12 mm blister pack.

Detailed taping information and graphs at the end of the catalogue.

For further details and graphs please refer to Technical Information.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Webster John. (1988) Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 1st edition. USA John Wiley & Sons.
- [2] Analog Devices . (2006), Manual de Usuario. USA.