



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DESARROLLO DE SISTEMA PARA
DETECCIÓN DEL ESTADO DE VIGILIA
MEDIANTE LA FRECUENCIA CARDIACA.**

T E S I S

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERA MECATRÓNICA**

PRESENTA:

Rebeca Gómez Alva

**DIRECTORA DE TESIS:
M. I. LIVIER BAEZ RIVAS**



MÉXICO, D.F.

ABRIL 2012



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

Agradecimientos y dedicatorias

Dedicatoria

A mis padres por su apoyo incondicional, su comprensión, amor y sobre todo su confianza en la realización de cada proyecto que me he propuesto en mi vida.

A mis hermanas por su ejemplo, su dedicación y apoyo en cada etapa de mi vida por impulsarme y no dejar que me rindiera.

A mi sobrino porque sin ti mi vida universitaria no hubiera sido la misma, por enseñarme que lo esencial es invisible a los ojos.

El trabajo aquí presentado es la culminación de una meta en común y sobre todo de un trabajo constante que sin ustedes mi familia no sería lo mismo. Gracias

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México, por permitirme ser parte de esta gran institución, en especial a la Facultad de Ingeniería.

A mis amigos que han estado presentes en todos mis proyectos, sin ustedes el mundo sería triste.

Agradezco a la M. I. Livier Baez Rivas por su asesoramiento y paciencia en la realización de este trabajo.

Pero sobre todo agradezco a la Ing. Ana Marissa Juárez Mendoza por su apoyo y sus consejos en los momentos más cruciales, por recordarme que algunas veces sólo es cuestión de corregir camino y seguir adelante.

A cada uno de mis profesores que fueron importantes en mi formación, agradezco a la M.I Rosa Itzel Flores Luna por su ejemplo y su dedicación al enseñarnos a no conformarnos con nada, siempre buscar más.

El gran estilo nace cuando lo bello obtiene la victoria sobre lo enorme.
Friedrich Nietzsche

CONTENIDO

OBJETIVOS Y ALCANCES -----1

INTRODUCCIÓN-----2

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 Anatomía y fisiología del sueño-----3
1.2 Fundamentos de la oximetría de pulso-----6
1.3 Antecedentes de los oxímetros-----14
1.4 Trabajos similares-----17

CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

2.1 Identificación de las necesidades-----25
2.2 Especificaciones del sistema-----26
2.3 Diseño conceptual-----27
2.4 Diseño de configuración-----39
 2.4.1 Tipos de chasis
 2.4.2 Configuración del sensor
 2.4.3 Configuración del filtro
 2.4.4 Selección del compensador
 2.4.5 Comparador

CAPÍTULO 3: DISEÑO DE DETALLE

3.1 Alimentación del circuito-----	52
3.2 Adquisición de la señal-----	53
3.3 Etapa de amplificación-----	56
3.4 Etapa de filtrado-----	57
3.5 Compensador-----	59
3.6 Comparador-----	61
3.7 Visualización de la señal-----	63
CAPÍTULO 4: PRUEBAS -----	67
CAPÍTULO 5: RESULTADOS-----	79
CONCLUSIONES-----	81
TRABAJO A FUTURO-----	83
BIBLIOGRAFÍA-----	85
ANEXOS-----	90

OBJETIVO

Desarrollar un detector de frecuencia cardiaca, para la identificación del estado de vigilia alerta, para conductores de autotransportes inmersos en un ambiente real.

OBJETIVOS PARTICULARES

Investigación sobre los estados de vigilia y sueño en el ser humano.

Investigación de los principales efectos debidos a la conducción de automóviles en estado de vigilia alerta somnolencia y sueño.

ALCANCES

- Se realizará el diseño conceptual, de configuración y de detalle para la adquisición de la señal electro cardíaca, así como el circuito eléctrico que compone al detector de frecuencia cardiaca.
- Se presentará una serie de pruebas realizadas en personas sanas para comprobar el correcto funcionamiento del detector de frecuencia cardiaca, la primera fase de estas pruebas consiste en la identificación de los estados de sueño y vigilia en un ambiente controlado, la segunda fase de pruebas es la validación del sistema para comparar su funcionamiento y exactitud con respecto a una plataforma comercial, la última fase de pruebas será el montaje del detector de frecuencia cardiaca en un automóvil.
- Se indicará en un visualizador el estado en el que se encuentra la persona, estado de sueño o estado de vigilia.

De acuerdo con la Secretaría de Comunicaciones y Transportes [1], el principal medio de movilización de carga y pasajeros en México, es el autotransporte, con 474 millones de toneladas y 3141 millones de pasajeros respectivamente. México ocupa el séptimo lugar a nivel mundial en muertes asociadas con accidentes automovilísticos, equivalentes a 55 decesos diarios por dicha causa. De acuerdo con el Centro Nacional para la Prevención de Accidentes (CENAPRA), se tiene una estadística anual de 20 mil decesos y son la primera causa de muerte entre jóvenes de 19 a 29 años de edad. Se sabe que cada año, hay al menos 100,000 accidentes de automovilísticos y 1,550 muertes por accidentes de tráfico provocados por quedarse dormido al volante [2]. El 30% de los accidentes de tránsito ocurren por conducir cansado.

Actualmente existen oxímetros digitales que son capaces de medir los latidos por minuto de una persona y el nivel de oxígeno existente en la sangre; sin embargo, no hay algún dispositivo que nos permita ver los cambios característicos de la frecuencia cardiaca antes de entrar a un estado de sueño y que sea implementado en un automóvil. El trabajo aquí expuesto muestra el procedimiento de diseño y construcción de un sistema de identificación de estado de vigilia alerta en los conductores de autotransporte, mediante la propuesta de un sistema de identificación de frecuencia cardiaca. En el primer capítulo se da una breve descripción de la evolución de los pulsioxímetros (oxímetros). Así como una clasificación de los oxímetros digitales existentes.

En el segundo capítulo se desarrolla el diseño conceptual y de configuración del sistema se muestran las especificaciones de diseño del sistema propuesto como son: adaptabilidad al usuario (se pueda usar en más de una posición, que sea adaptable para todas las edades sin importar si es hombre o mujer), de igual manera debe ser adaptable al automóvil, resistente a la humedad, cambios de temperatura y cambios de luz.

En el tercer capítulo se describe y se plantea el diseño de detalle del prototipo. En el cuarto capítulo se presentan las pruebas realizadas en los diferentes tipos de ambiente, así como la validación del sistema, por último se presenta los resultados obtenidos.

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 Anatomía y fisiología del sueño

Los ritmos biológicos son variaciones cíclicas, cuando duran 24 horas se denominan circadianos (circa=alrededor, diano=día), si la duración de los ritmos es inferior al día se denominan ultradianos, y si es superior, infradianos. Los ritmos circadianos humanos son gobernados por uno o varios relojes internos con características rítmicas propias. Por otra parte también se determinan por los sincronizadores externos, los cuales son capaces de modificar, dentro de determinados límites, los ritmos endógenos propios del organismo.

Se llama sincronización al proceso de ajuste de los ritmos biológicos internos con los sincronizadores externos (Zeitgeber). La alternancia luz-oscuridad que viene determinada por el movimiento de rotación de la tierra es el sincronizador que se conoce para el ritmo circadiano al que pertenece el ciclo de vigilia-sueño.

Además del ciclo vigilia-sueño, ocurren en la especie humana otros ritmos circadianos como la secreción de cortisol, las modificaciones de la temperatura interna, la secreción de la hormona de crecimiento, entre otras. Cuando el individuo está en condiciones normales de sincronización externa, todos estos ritmos circadianos guardan entre sí una relación de fase. [3]

ESTADO DE VIGILIA

La vigilia es un estado orgánico con manifestaciones fisiológicas. Su rasgo más saliente es que durante ella el organismo tiene una máxima conexión perceptiva con las condiciones del medio físico y social. Hay respuestas fisiológicas rápidas a los cambios del ambiente. La atención puede alcanzar máximo nivel, con sus atributos de:

- Actividad (no es una forma pasiva de recepción)
- Amplitud (limitación del ámbito atencional)
- Selectividad (capacidad de seleccionar estímulos)

En el hombre adquiere particular importancia, como condición para alcanzar un grado óptimo de memoria, inteligencia, ejecución de operaciones lógicas conscientes y capacidad de aprendizaje.

ESTADO DE SUEÑO

El estado del sueño es un fenómeno periódico, activo, fácilmente reversible y cuya característica más saliente es la desconexión perceptiva con el ambiente. Es heterogéneo porque se distingue por lo menos dos fases diferentes: la de sueño lento (SL) y la de sueño paradójico (SP) o REM. La desconexión perceptiva con el medio ambiente significa que hay siempre un momento, durante el estado transicional de la vigilia al sueño, en el cual el organismo esencialmente pone fin a su conexión perceptiva con el medio. El momento del comienzo del sueño es abrupto, lo que es gradual es el despliegue de los signos electrofisiológicos que lo acompañan [4]

El sueño lento corresponde al sueño de ondas lentas (término relacionado con la actividad electroencefalográfica que lo acompaña), que se presenta al inicio de su descanso nocturno. El otro tipo de sueño corresponde con el periodo de ensoñaciones, cuyo aspecto electroencefalográfico muestra una actividad eléctrica rápida, más parecida a la de la vigilia que la del sueño de ondas lentas, pero desde la que es muy difícil despertar al durmiente. Ello le ha valido el nombre de sueño paradójico. Al ir acompañado de movimientos oculares rápidos se conoce también con el nombre de sueño con movimientos oculares rápidos (sueño MOR).



El registro simultáneo del electromiograma (EMG) de los músculos submentonianos y el electrooculograma (EOG), integrado al electroencefalograma (EEG), que es la monitorización de la actividad cerebral mediante la aplicación de electrodos en el cuero cabelludo, que da como resultado pequeñas oscilaciones que reflejan la actividad global del cerebro, han permitido un mejor conocimiento de las características de ambos tipos de sueño. A continuación se mencionan sus diferencias.

Tabla N.1 Estadios del sueño

Sueño de ondas lentas <ul style="list-style-type: none">• Estadio I• Estadio II• Estadio III• Estadio IV
Sueño con movimientos oculares rápidos (MOR)

Tabla 1. Estadios del sueño [6]

En el sueño de ondas lentas el estadio I se compone del adormecimiento del cuerpo, y movimientos oculares lentos, presenta una atenuación de voltaje y es sustituido progresivamente por una actividad cerebral con ritmos de 7 a 10 (Hz). En el estadio II se encuentran los llamados husos beta de frecuencia de 12 a 14 (Hz), que duran aproximadamente medio segundo, por otra parte existen los llamados complejos K, que consisten en una onda bifásica negativa-positiva, de voltaje elevado, que normalmente acompañan a los husos beta y aparecen en forma espontánea.

El estadio III, representativo de una mayor profundidad del sueño y se caracteriza electroencefalográficamente por la presencia de ondas delta, generalmente a 1-2 (Hz), que ocupa del 20 al 50% del registro y cuyo voltaje debe ser superior a 70 (mV). La presencia de ondas lentas se va incrementando de una forma paulatina, y se considera que cuando su proporción supera el 50% del tiempo nos hallamos ya frente al estadio IV.

Tipo de onda	Frecuencia (Hz)	Amplitud (μ V)
Alfa	8 - 12	20-40
Beta	20 -50	10 - 20
Theta	4 - 7	40 - 80
Delta	<3	100-120

Tabla 2. Características de las ondas principales del EEG [7]

Durante el sueño lento también podemos encontrar que el ritmo cardiaco disminuye su ritmo aproximadamente entre un 10% y un 20%, existe disminución de la temperatura corporal y disminución de la frecuencia electrocardiográfica menor al 10%. En esta etapa del sueño el pulso puede disminuir a 40 lpm (latidos por minuto), conforme se va entrando a los diferentes estadios llega a disminuir entre 10-20 (lpm) [8].

El sueño MOR sigue al sueño lento profundo tras pasar habitualmente por un periodo de aligeramiento, la actividad encefalográfica es rápida y de bajo voltaje, con ondas de diente de sierra de 2 a 6 Hz, de corta duración, aparece una disminución del tono muscular, y la característica más importante durante este periodo es la aparición de brotes de movimiento oculares rápidos. Es frecuente observar la aparición de breves sacudidas musculares aisladas.

Durante el sueño MOR, la frecuencia cardiaca y la respiratoria se incrementan de un 6-7%, pero este aumento no es constante, pudiendo incluso disminuir en algunas ocasiones. La presión arterial sistólica puede aumentar hasta en un 4%. Lo importante en este sueño es la irregularidad de las actividades de las funciones somáticas, pudiendo aparecer apneas centrales de 10 a 20 segundos de duración, abundantes variaciones de la presión arterial [9].

1.2 Fundamentos de la oximetría de pulso

PULSO

Con cada latido cardiaco los ventrículos se contraen, expulsando la sangre del corazón, e impulsandola al interior de las arterias. El pulso es la onda de presión que ocurre con cada latido cardiaco y causa una oleada en la sangre que circula por las arterias, se siente mas facilmente en un punto en el que la arteria se encuentra cercana a la superficie y puede presionarse con suavidad sobre un hueso u organo sólido. Para palpar (sentir) el pulso, se debe unir los dedos indice y medio, y colocarlos sobre un punto de pulso, presionando con suavidad contra la arteria hasta que sienta pulsaciones intermitentes.

Edad (años)	Intervalo (lpm)	Promedio(lpm)
Recién nacido	100 - 170	140
1	80 - 160	120
3	80 - 120	110
6	70 - 115	100
10	70 - 110	90
14	60 - 110	85 - 90
adultos	60 - 100	72
Hombres adultos	64 - 72	68
Mujeres adultas	72 - 80	75

Tabla 3. Frecuencia cardiaca en función de la edad [10]

CATEGORÍA FC	VALORES (lat/min) VARONES	VALORES (lat/min) MUJERES
BAJA	35-56	39-58
MODERADAMENTE BAJA	57-61	59-63
MEDIA BAJA	62-65	64-67
MEDIA	66-71	68-72
MEDIA ALTA	72-75	73-77
MODERADAMENTE ALTA	76-81	78-83
ALTA	82-103	84-104

Tabla 4. Clasificación de la frecuencia cardiaca en reposo [11]

El oxímetro de pulso se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría, permite calcular la concentración de una sustancia en solución, a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y la pletismografía permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo. La sustancia que se está analizando se ilumina y se mide la absorción de la luz de longitudes de onda específica, al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil y a partir de esa medida se calcula la concentración de oxígeno.

Dicha técnica analítica establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan, como mínimo, dos longitudes de onda. En el caso de la sangre, hay dos sustancias relevantes a la oxigenación que son: la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO₂). Estas dos formas en que se encuentran a la hemoglobina se llaman hemoglobinas funcionales. Las hemoglobinas llamadas disfuncionales, tales como la carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina, presentan otro tipo de comportamiento no fisiológico cuando interactúan con el oxígeno. Bajo condiciones normales las hemoglobinas denominadas funcionales son las más abundantes en la sangre. Como son dos, los oxímetros requieren como mínimo dos longitudes de onda, típicamente una roja y otra infrarroja.

Esto conlleva a que la luz tiene que atravesar una parte de la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), otros tejidos, como huesos, uñas y la piel. Para distinguir la sangre arterial entre todos estos tejidos, el oxímetro de pulso utiliza la técnica descubierta en 1974 por el japonés Takuo Aoyagi que observó que la variación del volumen de la sangre arterial con cada pulso se podría utilizar para obtener una señal dependiente sólo de las características de dicho tipo de sangre. Por ello analiza únicamente la parte pulsátil de la señal óptica que se debe exclusivamente a la sangre arterial. Es por esta razón que se le agrega la palabra “pulso” cuando nos referimos al oxímetro. Si no hay ritmo cardíaco, el oxímetro no puede distinguir la sangre arterial.

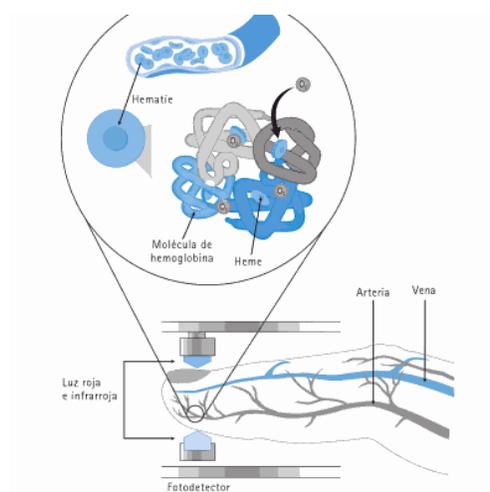


Figura 21. Esquema del funcionamiento de la pulsioximetría [12]

La pulsación del flujo de sangre arterial modula la luz que lo atraviesa, mientras que los otros líquidos o componentes no modulan la luz, sino que tienen un valor de absorción constante. Se asume entonces que sólo la sangre arterial pulsa en el lugar de la medición, lo cual se denomina componente arterial pulsátil (CA). De este modo, la luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular (debido al aumento de la longitud del camino óptico) y al modificarse las porciones relativas de hemoglobina oxigenada y reducida. Los cambios en la absorción de la luz permiten estimar la frecuencia cardiaca. Esto último se obtiene a partir de la sangre arterial pulsante que al pulsar al ritmo de los latidos del corazón produce una variación del volumen del tejido atravesado por la luz, por lo cual produce una alteración de la luz transmitida, en sincronismo con el pulso.

Además, existe un componente estático (CC), constituido por los tejidos musculares, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la frecuencia de la sangre venosa, relativamente baja. Suele considerarse también a la intensidad de los diodos luminiscentes y la respuesta del detector como parte del componente estático total.

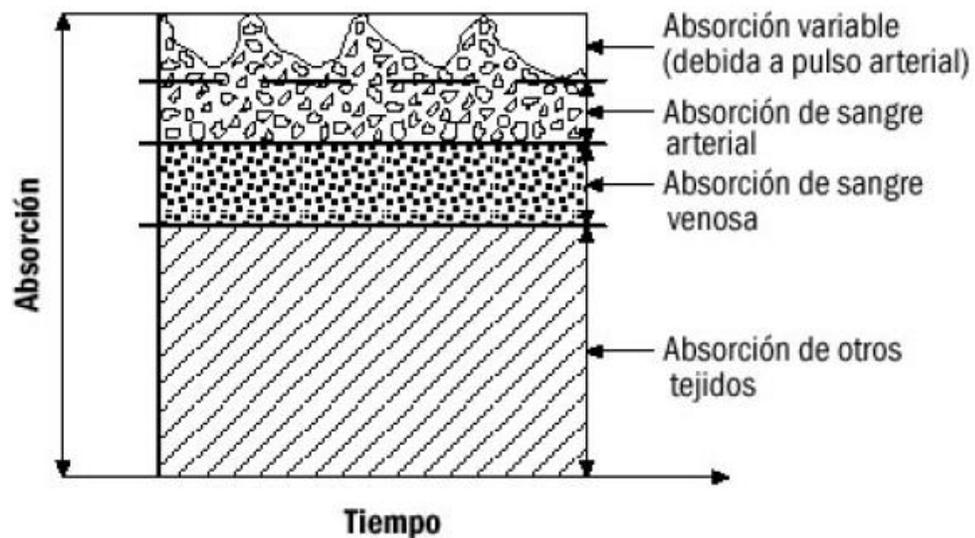


Figura 3. Componentes de la absorción total de la luz emitida [13]

Las dos formas principales en que se encuentra la hemoglobina permiten que absorba diferentes cantidades de luz. Esto se debe a una propiedad física de cada especie molecular llamada coeficiente de extinción que depende de la longitud de onda de la luz incidente, resultando el grado de absorción total de un elemento biológico en función del parámetro λ . Si representamos mediante una curva el valor de los coeficientes de absorción para la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada en función de la longitud de onda λ se obtendrá sus respectivos espectros de absorción Figura 4. Ambos espectros se cruzan en una longitud de onda de alrededor de 805 (nm). Este punto es llamado isobérico. En dicho punto la absorción es independiente del nivel de oxigenación de la sangre y a menudo es utilizado como referencia.

Como se puede ver en la figura 4, a una longitud de onda 660 (nm), la Hb presenta más absorción que la HbO₂, y a una longitud de onda de 920 (nm), la HbO₂ presenta más absorción que la Hb. La mayor diferencia de absorción entre ambas curvas se puede encontrar alrededor de los 660 (nm). El oxímetro de pulso se basa en la utilización de dos longitudes de onda, una de 660 (nm) (luz roja visible) y la otra de 920 (nm) (luz infrarroja) para medir el estado de oxigenación de la sangre. Estas dos longitudes de onda han sido elegidas porque la hemoglobina oxigenada y la reducida presentan valores de absorción detectables de forma significativa, incluso en perfusión reducida.

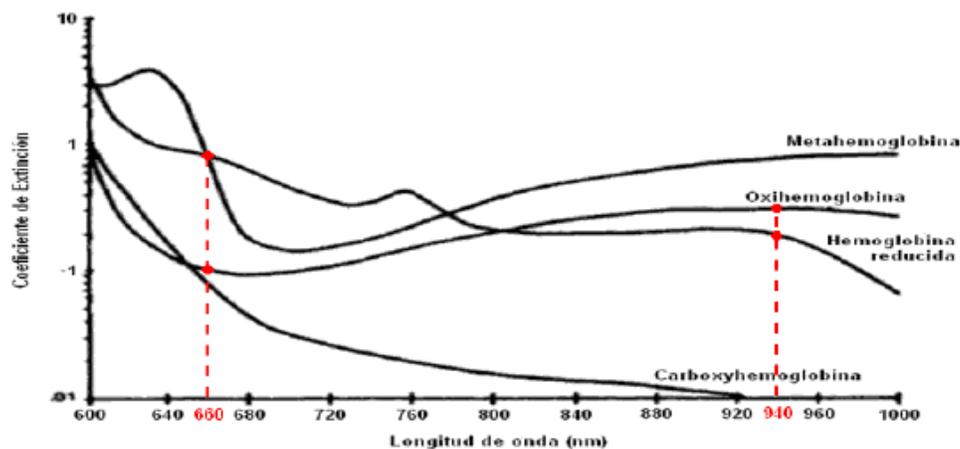


Figura 4. Espectros de absorción para la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada

Por lo tanto, la desoxigenación de la sangre presenta una extinción óptica superior en la región roja del espectro de luz que la oxihemoglobina y una menor absorción óptica de la región del infrarrojo cercano. Estas direcciones opuestas en la absorción de los dos colores al variar la oxigenación contribuyen a que haya cambios ópticos apreciables mas fáciles de medir.

El modelo matemático para la obtención del pulso cardíaco se basa en medir el tiempo en que la intensidad de luz pasa a través del tejido fino como por ejemplo la falange distal del dedo o del lóbulo de la oreja.

Mediante un sistema pulsátil, el oxímetro de pulso enciende alternativamente los diodos rojo (660 nm) e infrarrojo (920 nm). La luz irradiada se hace pasar a través del árbol arterial y la saturación de oxígeno (SpO_2) se determinará por la medición de la proporción de luz infrarroja transmitida hasta el sensor receptor [14]

Limitaciones de los Oxímetros de Pulso

Debido a que la oximetría de pulso mide la saturación de O_2 por métodos espectrofotométricos, existe factores que limitan su uso. Ciertas condiciones pueden resultar en lecturas no reales, incorrectas o poco informativas.

- Una luz ambiente intensa o de frecuencia similar a la de los diodos interfiere en la medición, para minimizar esta interferencia se puede cubrir el sensor con un material opaco.
- Deshemoglobinemias: Otras moléculas presentes en la sangre afectan la exactitud de los valores obtenidos. Esto sucede en personas fumadoras o por intoxicación de monóxido de carbono. Dichas afectaciones pueden ser:
 - Anemias: En este caso el sistema es incapaz de dar una lectura real, nos dará mediciones falsamente bajas.
 - Hemoglobina fetal
 - Carboxihemoglobina: refleja la luz roja en grado similar a la oxihemoglobina y por tanto el pulsioxímetro las confunde.

- Metahemoglobina: Tiene una absorción próxima a la Hb reducida a 660 (nm), mientras que a 940 (nm) su reflexión es mucho mayor que la de las otras hemoglobinas.
- Colorantes: El radio de absorción puede ser afectado por cualquier sustancia presente en la sangre que absorba luz entre 660 y 940 nm, esto provocara mediciones falsamente bajas.
- La pigmentación cutánea de la piel no suele alterar la exactitud del oxímetro, pero las cifras pueden ser falsamente bajas en personas con piel oscura, en este caso se situaría al sistema en una zona con menos pigmentación.
- El esmalte de uñas de tonos azules, verdes y negros ocasionaran mediciones bajas, lo conveniente será retirar el esmalte de uñas.
- Las pulsaciones venosas interfiere con la detección pletismográfica, en este caso se necesitaría cambiar la localización del oxímetro de pulsos.

Existen también un número importante de interferencias a considerar cuando se usa el pulso oxímetro. Las causas más comunes incluyen:

- Micosis ungulares e hiperpigmentación de la piel
- Vasoconstricciones e hipotermia
- Arritmias cardiacas

Este trabajo presentará el principio de funcionamiento de un oxímetro de pulso, tomando en cuenta que será usado en un ambiente no controlado, como en un medio de transporte, el cual nos indicará el estado de vigilia alerta de los conductores y emitirá una señal cuando estos estén entrando ala fase de sueño lento. El sistema tendrá que tener la mayor exactitud posible para que sus lecturas sean fiables, tratando de que no intervengan factores externos como la luz solar y movimientos externos .

DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

Artículos de National Sleep Foundation [15] señalan que manejar cansado también perjudica en la habilidad de tomar las decisiones adecuadas, en el desempeño y tiempo para reaccionar, de la misma forma como lo hacen las drogas y el alcohol. Un estudio en

1997 encontró que personas que han estado despiertas durante 18 horas tienen un deterioro igual a un nivel de alcohol en sangre del 0.05. Después de 24 horas despiertas, este se incrementa a 0.10.

El Highway Traffic Safety Administration estima, en forma conservadora, que 100,000 accidentes reportados por la policía al año, son causados principalmente por conductores cansados, y que tales siniestros han resultado en más de 1,500 muertes, 71,000 heridos y 12.5 millones en pérdidas económicas. Aun cuando las encuestas de la Fundación Nacional del Sueño muestran que los americanos constantemente reportan que han manejado cansados, el problema es mayor entre jóvenes. Se sabe que en México la primera causa de muerte entre jóvenes de 15 a 29 años son los accidentes de tránsito [16].

Las señales de cansancio

Existen señalamientos claves de alerta que indican cuando las personas se encuentran demasiado cansadas para manejar, que incluyen:

- Problemas para enfocar, y no poder mantener los ojos abiertos o la cabeza alzada
- Bostezar o tallarse los ojos constantemente
- Soñar despierto y divagar
- Cambiar de carriles, acercarse mucho al carro de enfrente o perder señales o salidas
- Sentirse inquieto, irritable o agresivo
- Subir el volumen del radio o bajar las ventanas

Éstas son señales de riesgo de quedarse dormido mientras estás manejando. Las personas más vulnerables a quedarse dormidas mientras manejan son:

- **Conductores jóvenes:** La combinación de inexperiencia y cansancio, además de la tendencia a conducir por las noches, pone en riesgo a jóvenes especialmente de entre 19-25 años de edad [17].
- **Trabajadores en el turno de la noche:** trabajadores con un turno de muchas horas de trabajo - Aquellos con turnos nocturnos, doble turnos o dos trabajos

tienen 6 veces más de probabilidad de estar involucrado en accidentes debido al cansancio.

- **Conductores comerciales:** Aquellos que manejan largas distancias por la noche tienen significativamente mayor riesgo de quedarse dormido y tener un accidente. Se ha encontrado también que estos conductores tienen mayores probabilidades de desarrollar problemas para dormir.
- **Personas con trastornos de sueño no tratados:** tal como apnea opilativa del sueño (OSA) - Personas con OSA no tratadas tienen hasta 7 veces más probabilidades de estar involucrados en accidentes por cansancio. Para algunas personas, el insomnio puede incrementar la fatiga.

La mejor manera de prevenir quedarse dormido al volante es dormir regularmente, practicar buenos hábitos para dormir y buscar tratamiento para trastornos de sueño, en caso de que surjan. Actualmente existen en el mercado sensores de pulso cardiaco, que nos indican las pulsaciones por segundo que nuestro organismo desarrolla en ambientes hospitalarios, sin embargo no existe algún dispositivo que indique alteraciones del ritmo cardiaco dentro de un automóvil. En clínicas de investigación especializadas en detectar estos cambios, como las clínicas del sueño, cuentan con patrones polisonográficos, de la actividad cerebral en ambientes controlados, sin embargo no tienen indicadores generados en ambientes reales.

1.3 Antecedentes de los oxímetros

Uno de los primeros estudios de la anatomía-fisiología del corazón y sus arritmias fue el del médico chino Pien Ts lo, quien vivió alrededor del siglo V a.C. Su teoría del pulso humano, compara al cuerpo humano con un instrumento de cuerda, cada latido del corazón corresponde a una cuerda y a un tono, siendo posible que un observador experto pueda detectar la armonía y la disonancia del cuerpo [18].

En el siglo III dC Wang Shu analizó las diferentes partes del cuerpo, de las cuales las muñecas fueron las más importantes, seis diferentes pulsos se distinguieron en la muñeca y cada pulso corresponde a un órgano específico. Cada pulso se midió tres veces por separado, observando una correspondencia entre la edad, el sexo, la constitución

física del paciente y la dependencia entre la estación del año. Se llegó a tener 200 variaciones de pulso [19].

Herófilo nació alrededor de 300 a.C y vivió en Alejandría; fue médico y anatomista. Recibió su educación médica en las escuelas de Kos y Knido. En su trabajo estudió las descripciones del cerebro y meninges cerebrales, así como su teoría del pulso humano, la cual consistía en la variación del pulso respecto a un volumen, velocidad y un ritmo, hizo mediciones en pacientes febriles, donde utilizó un reloj de agua para contar los latidos por minuto en el paciente y compararlos con pacientes estables de la misma edad [20].

En 1553 el egiptólogo George Ebers descubrió un rollo de papiro de la cultura egipcia que describe los aspectos anatómicos y fisiológicos del corazón. Describe una relación entre ritmo cardiaco y el pulso periférico, menciona que cualquier sacerdote, médico o mago solo necesitaba colocar un dedo en la cabeza, parte posterior de la cabeza, las manos, ambos brazos, ambas piernas y cualquier otra extremidad, ya que en todos estos lugares, se puede sentir que el corazón era el centro de las extremidades. [21].

Caudius Galen nació en 129 a.C. Estudió medicina en Alejandría y en el año 199 describió características del pulso cardiaco como longitud, profundidad, ancho, duración y ritmo. Pensaba que la expansión del volumen cardíaco era causada por la inflación del corazón, que a su vez, indicaba que la sangre y aire en las cavidades de los corazones se habían calentado. Realizó 16 estudios sobre el origen del diagnóstico del pulso, los cuales incluían matemáticas, filosofía y medicina [22].

William Harvey en 1628, publicó la obra "*Exercitatio*" donde se habla de sus experimentos con animales de sangre caliente y sangre fría; detalla la función del corazón y el sistema venoso en estos animales. Esto motivó el camino para las descripciones del corazón humano y la circulación de la sangre. Esta obra marca el inicio de las ideas modernas acerca de la circulación y el pulso periférico.

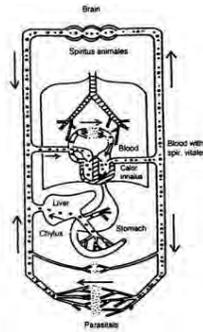


Figura 5. Sistema Circulatorio. William Harvey [23]

En 1636 Santorio Santorio construyó un pulsómetro cuyo funcionamiento consistía en una bola de plomo suspendida por un hilo de seda a manera de péndulo. Un impulso dado a la bola ponía en marcha el mecanismo que se ajustaba al pulso explorado alargando o acortando la longitud del péndulo. El aparato se completaba con una escala graduada que permitía por primera vez medir la frecuencia del pulso y su clasificación en taquicárdicos o bradicárdicos. La longitud de la cuerda se refleja en la esfera graduada por medio de una aguja.

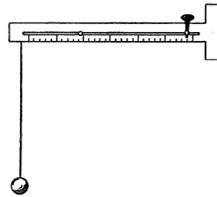


Figura 6. Pulsómetro Santorio Santorio [24]

August Desire Waller en 1887 estudió los fenómenos eléctricos del corazón, fue capaz de obtener un electrocardiograma (ECG) de la superficie del cuerpo de un humano con la ayuda de un electrómetro capilar de Lippman, sentando las bases de la electrocardiografía moderna.

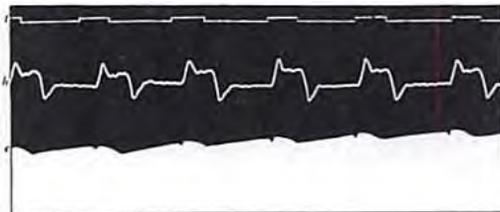


Figura 7. Primer ECG Humano 1887 [25]

Willem Einthoven, en 1924, elaboró el galvanómetro de cuerda (figura 8), estaba constituido por un hilo metálico extendido en el campo magnético de un electroimán. Al hacer pasar una corriente eléctrica a través del hilo, se genera en torno a él un campo magnético, que adicionándose al campo magnético del electroimán, determina el desplazamiento del hilo. Estos desplazamientos, una vez amplificados, se reflejan en una tira de papel, quedando de esta manera reflejada la actividad eléctrica. Con su aparato, Einthoven consiguió registrar la actividad eléctrica de diversas estructuras, entre ellas de la retina, del tono muscular y de los nervios vago y simpático, teniendo mayor trascendencia la realizada en la víscera cardíaca. La Electrocardiografía fue crucial para el estudio del ritmo cardíaco, formación del impulso cardíaco, y el sistema de conducción cardíaca.

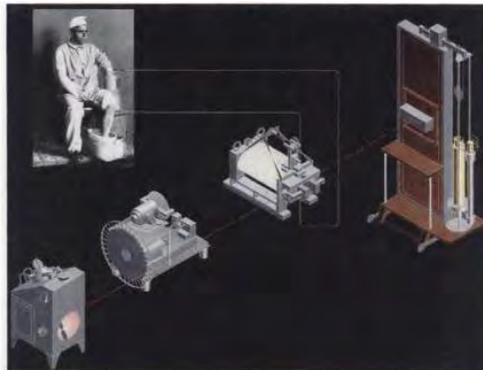


Figura 8. Galvanómetro de cuerda. Willem Einthoven[26]

1.4 Trabajos similares

NIVEL NACIONAL

Diseño de un medidor de frecuencia cardíaca. Carvajal Cantillo, Ma. Enna México 1988 [27]. Tiene la función de detectar los complejos de ondas generadas por la actividad eléctrica del corazón las cuales se adquieren conectando unos electrodos en el brazo derecho, brazo izquierdo y la pierna izquierda, se amplifican utilizando un amplificador de biopotencial, se filtran con base en el desarrollo de un filtro pasa baja y uno pasa alta, en cada filtro lleva un amplificador en configuración seguidor para acoplar las altas impedancias, esto permite contarlas de manera que se pueda determinar el número de latidos por minuto e indicar, alguna anomalía en el ritmo cardíaco. El conteo se lleva a cabo por medio de un comparador que alimenta a un multivibrador monoestable que tiene

la función de evitar el registro de las ondas T cuyo valor ocasional pudiera haber sido sensado por el comparador, además de generar la señal de entrada de los contadores. La salida del monoestable alimenta a un multivibrador astable generando un tren de pulsos mayor. Se utiliza un contador de 4 bits conectados en cascada (7493) y las señales pasan después a un conversor binario y posteriormente se visualizan en una pantalla o display de 7 segmentos.

Análisis visual de la frecuencia cardíaca durante el ciclo vigilia sueño de estudiantes universitarios jóvenes. Díaz Martínez José, 2002 [28]. Su trabajo consistió en diferentes pruebas y exámenes que se aplicaron a varios jóvenes para poder observar los diferentes trastornos que pudiera sufrir cada uno de ellos debido a la modificación del ciclo vigilia sueño; para ello, realizó un examen visual sobre los cambios ocurridos en la frecuencia cardíaca.

Diseño y construcción de un detector ultrasonico de latidos fetales y registro de frecuencia cardíaca. Osorio Preciado y Oscar Ricardo, 1993 [29]. Consiste en un equipo capaz de monitorear el proceso de crecimiento y cuantificación de los pulsos cardiacos por medios ultrasónicos en cuatro intervalos de 15 segundos; se almacenaban en una memoria que después desplegaba los datos a un monitor que indicaba la frecuencia cardíaca.

Desarrollo de un sistema duplicador de pulso cardíaco para evaluación de bioprótesis cardiacas elaboradas en el Instituto Nacional de Cardiología Saavedra Román, José Guillermo; 2006 [30]. Se presentó el desarrollo de dos prototipos de un sistema duplicador de pulso cardíaco, mediante el cual se implementó la evaluación de bioprótesis cardiacas que satisficían las especificaciones establecidas en la norma oficial mexicana para la evaluación y certificación de este tipo de prótesis.

Oxímetro portátil controlado por un PDA (personal digital assistant). Ochoa Gutierrez Víctor 2009 [31]. Dispone de tecnología propia, toda vez que él diseñó el hardware y el software; este equipo es susceptible de modificación para medir otras variables y a su vez adaptarlo para que sea parte del equipamiento de una ambulancia. Su costo es reducido frente a otros oxímetros importados, que oscilan entre cinco y seis mil pesos.

Calculo de la frecuencia cardiaca a partir de un pulso. Elaborada por Peña Gómez Mariano. 1994 [32]. Su trabajo consistió en procesar digitalmente la señal de un pulso cardiaco , este proceso se divide en tres partes: filtrado de la señal, calculo de la frecuencia cardiaca y despliegue de resultados en el monitor de una computadora. Se utiliza el microcontrolador 8031 que adquiere las señales analógicas (pulso cardiaco), digitaliza, almacena y hace una interfaz de comunicación serial.

Implementación de un monitor portátil para la evaluar la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal, elaborada por Pimentel Aguilar Ana Bertha y Rodriguez Vera Noe Ricardo, 1994 [33]. Se realizó un sistema portatil utilizando la técnica de fono cardiografía para adquirir la señal, y un microcontrolador MC 68HC711 A9 desplegando los resultados en un pantalla líquida de cristal

Filtro Digital programable de respuesta finita a impulso de fase lineal para procesamiento de señales biomedicas en tiempo real . Elaborada por Aquino Giallatini Miguel. 1984 [34].El principio de está tesis es detectar cual es el mejor filtro a utilizar analogico o digital, presentando aplicaciones de los filtros digitales en el procesamiento de señales biomedicas así como señales electrofisiológicas (ECG, EEG, EMG,) procesando y filtrando señales biomédicas en tiempo real.

Variabilidad de la frecuencia cardiaca. Alcantara Castro Francisco 1998 [35]. Se hace un estudio sobre las diferentes marcas de oxímetros comerciales, para ver su exactitud en la toma de mediciones y se plantean algunas recomendaciones para pulsioximetría, como mejora de la etapa de filtrado, el tipo de sensores a utilizar, una etapa de comparación y un convertidor analógico digital.

Desarrollo de un monitor autonomo de variabilidad de la frecuencia cardiaca basado en un microcontrolador PIC. Yañez Suarez Oscar 2004 [36]. El proyecto consiste en el desarrollo de un monitor autónomo de la variabilidad de la frecuencia cardiaca implentado con base a un microcontrolador utilizando una alternativa de onda espectral basada en un filtro digital de la señal donde detectara la onda R y construyera la serie de intervalos RR. De igual manera, procesa la serie para obtener las potencias de las bandas de baja y alta frecuencia, así como la potencia total.

Monitor de pulsos cardiacos. Mendoza Hernández Heriberto y Rojas Corrales Juan 2005 [37] Se trata de un dispositivo portátil para el monitoreo de señales cardíacas. El sistema está compuesto por una etapa analógica que se encarga de acondicionar la señal presente sobre el paciente y una etapa digital, compuesta por un microcontrolador y un display de cristal líquido inteligente LCD. El sistema analógico se encarga de elevar el nivel de la señal de entrada, además de separar la misma del ruido presente sobre el paciente, que es de nivel superior. El sistema digital está desarrollado sobre una plataforma de un microcontrolador, el cual se encarga de adquirir la señal analógica, para luego presentarla sobre el LCD, además de distintos datos relacionados con la misma: latidos por minuto, alarmas programadas y velocidad de barrido.

Sistema de monitoreo de frecuencia cardiaca en Matlab. Miguel Hernandez Patricia 2001 [38]. Es un sistema de adquisición y procesamiento de ECG, el cual permite calcular la variabilidad de la frecuencia cardiaca conforme se va adquiriendo la señal. La plataforma de hardware está conformada básicamente por una computadora personal y una tarjeta de adquisición de señales. En ambos casos se evaluaron las características técnicas y de desempeño para hacer posible la adquisición y análisis de la señal. Por medio de Matlab se diseña el algoritmo que calcula la variabilidad de la frecuencia cardiaca. Tanto la señal adquirida como la señal procesada se presentan de manera gráfica y simultánea.

NIVEL INTERNACIONAL

En 2006 Tetsu Nemoto, Yumi Kanemitsu, Kei-ichiro Kitamura, Ken-ichi Yamakoshi, *Miembros IEEE* desarrollaron un sistema denominado "Monitoreo en tiempo real del ritmo y la respiración. La frecuencia del pulso durante el sueño", el cual consiste en un método no invasivo y sin restricciones en tiempo real para detectar el ritmo de la respiración y el pulso durante el sueño. Se adquiere una señal de presión con un sensor de presión colocado debajo de la almohada. Al comparar los resultados con las detecciones de los dedos con sensores fotoeléctricos utilizados para la detección de la frecuencia del pulso y realizando una comparación con las señales de un termistor nasal. Se llega a la conclusión que puede ser prometedora la utilización del sensor de presión debajo de la almohada para vigilancia de las enfermedades relacionadas con el sueño.

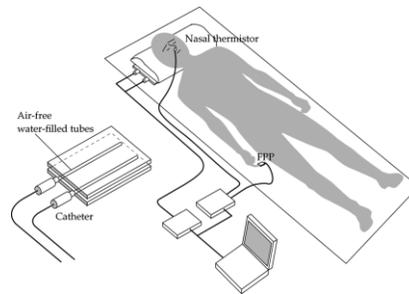


Figura 9. Monitoreo en tiempo real del ritmo y la respiración [39].

En 1999 Kenji IKEDA y Yuichi KUSAKA miembros de IEEE, diseñaron el proyecto "Aplicación de mejora de un pletismógrafo fotoeléctrico. Nuevo Desarrollo de dispositivos optoelectrónicos", en el cual, su principio de funcionamiento tiene nuevas configuraciones de detección para la obtención del pulso cardíaco, utilizando diferentes dispositivos electrónicos, los cuales desarrollan y recomiendan nuevos sistemas de sensores.

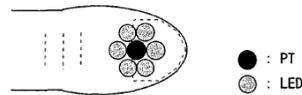


Fig.1. Arrangement of devices on the skin face

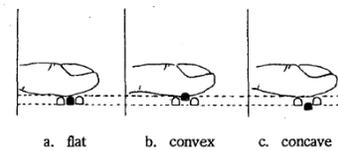


Figura 10. Aplicación de mejora de un pletismógrafo fotoeléctrico [40].

Sieber, X. Yong, A. L'Abbate y R. Bedini, miembros de IEEE, desarrollaron "Centinela Cardíaco: una inteligente solución basada en GSM (Groupe Special Mobile) integrado para la vigilancia continua a distancia de los pacientes con problema cardíacos". Su trabajo se basa en la monitorización continua y el análisis de los parámetros vitales como el SO_2 , frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria que es importante para la prevención y el tratamiento de la insuficiencia cardíaca del corazón. El centinela cardíaco permite el control continuo y el registro de estos parámetros y transmisión automática de los datos recogidos en el servidor de clínicas a través de un módem GSM incorporado.

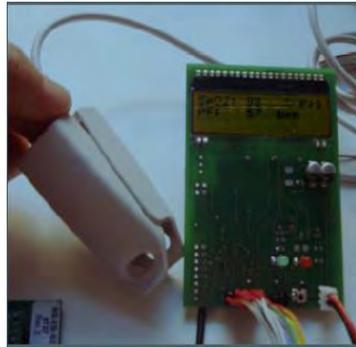


Figura 11. Centinela Cardíaco: una inteligente solución basada en GSM integrado para vigilancia continua a distancia de los pacientes cardíacos [41].

En el año 2007 Rasmus G. Haahr, Sune Duun, Karen Birkelund, Palle Raahauge, Peter Petersen, Henrik Dam, Lars Norgaard, and Erik V. Thomsen, miembros de IEEE, desarrollaron “Un fotodiodo para la oximetría de pulso con bajo consumo de energía aplicaciones” en el cual la cantidad de luz recogida es fundamental para bajar la potencia de aplicaciones de la oximetría de pulso. Un fotodiodo que se encuentra localizado en la parte trasera en forma de anillo ha sido desarrollado para una reflectancia en el oxímetro de pulso portátil. El fotodiodo trabaja con un led dual con longitudes de onda de 660 nm y 940 nm. A los efectos de un seguimiento continuo de signos vitales de un ser humano, se añadió un sensor de temperatura. Este multi sensor biomédico realiza un sistema de control autónomo de los seres humanos.

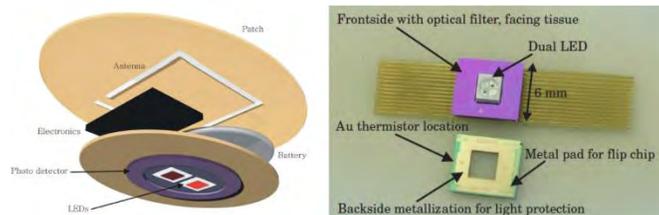


Figura 12. Fotodiodo para la oximetría de pulso con bajo consumo de energía [42].

El Departamento de Ingeniería en Computación de la Universidad de Carleton Ottawa diseñó un trabajo denominado “sensor de membrana piezoeléctrico para la vigilancia biomédica”, este sensor se conecta directamente en la muñeca de una persona y da las señales correspondientes a las ondas de pulso cardíaco. El sensor desarrollado también funciona como un sensor de ultrasonidos y una clara aplicación es en el eco ultrasónico del hueso del dedo y se observa una técnica pulso-eco. Por lo tanto, este

sensor puede ser utilizado como un sensor portátil, que no perturbe las actividades de la vida diaria.

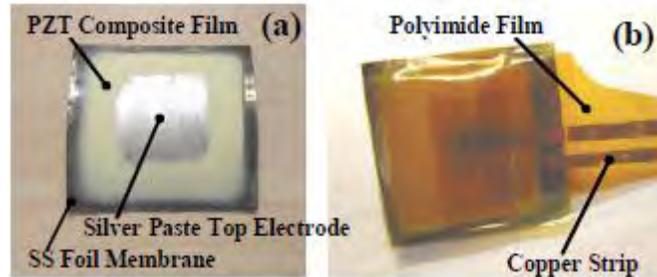


Figura 13. Sensor de membrana piezoeléctrico para la vigilancia Biomédica [43].

En el año 1995, Ante Fiantii, miembro de *IEEE*, y Miroslav Gaban ingeniero en computación de la Facultad de Zagreb Unska, desarrollaron “Dos métodos para la determinación de diastólica y sistólica. Presiones en los dedos”, en el cual se mencionan dos métodos de medición de la presión arterial en los dedos; el primer método se basa en el pulso de la sangre entre el tiempo de retardo en un sensor distante, el otro método se basa en las diferencias de amplitud de impulsos que se producen entre las señales proximal y distal. Estos dos métodos y sus combinaciones han demostrado ser bastante exactos.

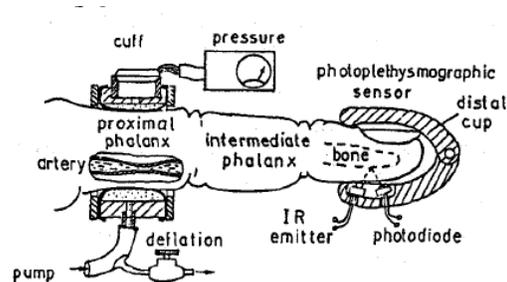


Figura 14. Dos métodos para la determinación de diastólica y sistólica. Presiones en los dedos [44].

En el año 2004, miembros de *IEEE* como N. Noury, A Dittmar, C. Corroy, R. Baghai, J.L. Weber, D. Blanc, F. Klefstat, A. Blinovska, S. Vaysse, y B. Comet desarrollaron “VTAMN”, el cual consiste en un chaleco capaz de monitorear actividades fisiológicas del ser humano y ofrece información sobre la frecuencia cardíaca, respiración,

temperatura del ser humano, así como la actividad de parámetros externos como es la temperatura del medio ambiente .

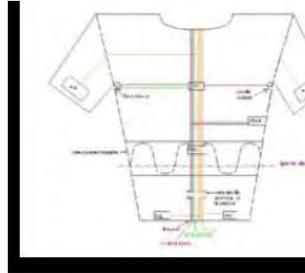


Figura 25. VTAMN [45].

En 2008, Toshiyuki Matsuda, Masaaki Makikawa. Proponen un trabajo: “Sistema de monitoreo de ECG de un conductor acoplado con electrodos”. Un electrodo se coloca en el volante, este actúa como tierra, y otro en el asiento del conductor para obtener el ECG. Los sujetos llevaban sus trajes regulares y pantalones de lana, y el ECG es obtenido durante la conducción a baja velocidad en un camino áspero. Los resultados muestran que el sistema se puede utilizar para obtener ECG durante la conducción a baja velocidad, salvo algunos movimientos causados por la superficie de la carretera, así como la acción de frenar y acelerar

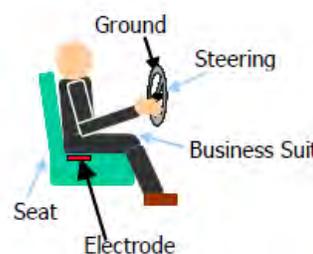


Figura 16. Sistema de monitoreo de ECG de un conductor acoplado electrodos [46]

En el año 2005 K. W. Goh, J. Lavanya, Y. Kim, E. K. Tan y C. B. Soh. Desarrollaron un “ECG PDA basada en la detección del cuidado cardiaco”, el cual consiste en aplicaciones de telemedicina para funcionar en dispositivos móviles. El diseño se centra en la integración de un electrocardiograma (ECG) mediante un PDA (Personal Digital Assistant), a través de la infraestructura de red inalámbrica basada en tecnología aplicable al hogar y obtener un monitoreo constante de la frecuencia cardiaca [47]

CAPÍTULO 2: DISEÑO CONCEPTUAL Y DE CONFIGURACIÓN

2.1 Identificación de las necesidades

En este capítulo se presentan las características del sistema que se va a diseñar, con base en las necesidades del usuario.

Necesidad básica

Se requiere de un sistema (detector de frecuencia cardiaca) que ayude a conductores de autotransporte a monitorear constantemente su estado de taquicardia, vigilia o sueño.

Requerimientos del usuario

De la tesis “Sistema polisonográfico para la identificación del estado de vigilia alerta en los conductores de autotransporte”, se toma la tabla QFD (Anexo #1) donde se identifican los siguientes requerimientos:

- **Adaptabilidad al usuario:** el chasis del sistema debe ser adaptable para ser utilizado por hombres y en mujeres, no debe limitar el movimiento de la mano.
- **Adaptabilidad al automóvil:** el sistema debe ser adaptable al tablero del automóvil y debe ser de fácil montaje y desmontaje.
- **Resistente:** el sistema debe ser resistente a la humedad del medio, a los cambios de temperatura y a los cambios de luz.
- **Seguridad:** no debe contener elementos dañinos al usuario.
- **Durabilidad:** sus repuestos deben ser de fácil adquisición e instalación.
- **Funcional:** el sistema debe ser eficiente y fácil de usar para el usuario.

2.2 Especificaciones

Las especificaciones que se tomaron en cuenta se listan a continuación:

- El sistema está diseñado para personas que se encuentren clínicamente sanas, que no padezcan arritmias cardiacas, personas no fumadoras, de igual manera que no consuman alcohol y antidepresivos.
- Las uña del dedo índice izquierdo, no deberá estar pintada con esmalte o algún tipo de pintura, pues es donde se colocará el chasis del sistema.
- **Ambiente:** Los rangos de temperatura, presión y humedad a los que se encontrará el sistema serán los estándares de la Ciudad de México.
Presión: 77800 Pa
Temperatura: 2 °C- 28 °C
Humedad: 12% - 90%
- **Vida en servicio:** El sistema funcionara con la alimentación de la batería de un automóvil, mientras el automóvil se encuentre en servicio (encendido) el sistema funcionara.
- **Mantenimiento:** su mantenimiento deberá de ser sencillo, cuando el display no desplegué información sobre la frecuencia cardiaca se deberá de revisar cada parte del circuito eléctrico, y las piezas que fallen cambiarse de manera sencilla.

2.3 Diseño conceptual

El sistema de manera general se esquematiza en la figura 17, en la cual se señala la entrada al sistema, el procesamiento de la señal (detector de frecuencia cardiaca) y por último la salida del detector de frecuencia cardiaca que es la visualización del estado de vigilia o sueño.

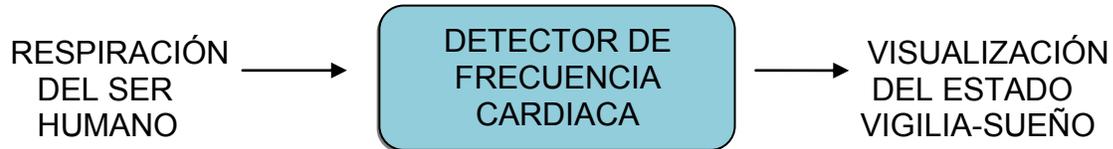


Figura 17. Esquema general del sistema

En la etapa de adquisición de la señal cardiaca requiere el diseño y construcción de una base ajustable a la antropometría del usuario (ver Anexo # 2), capaz de albergar los sensores y estabilizarlos. Existen dos configuraciones de instrumentación, la primera es el emisor y el receptor paralelos incidiendo directamente entre el dedo, figura 18 (a), la segunda configuración consiste en colocar en el mismo plano el emisor y receptor usando la capacidad de reflectancia de la sangre, figura 18(b), cualquiera de las dos configuraciones tiene una desventaja que es la incidencia de la luz ambiente, en ambas configuraciones requiere de un elemento aislante.

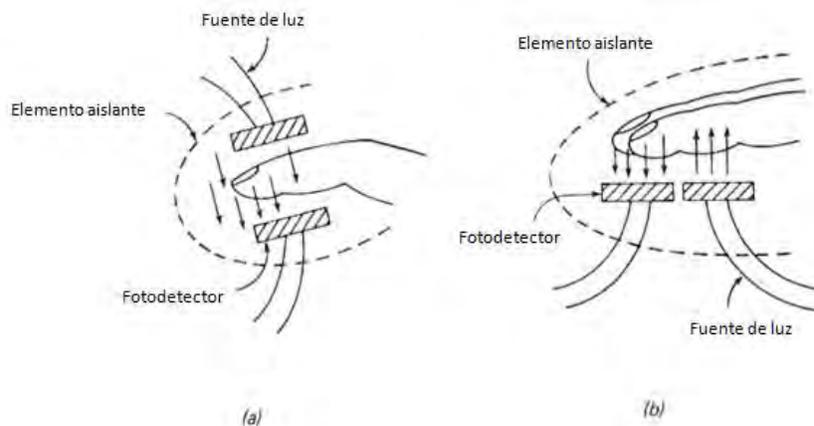


Figura 18. a) configuración de emisor receptor paralelos

b) configuración con emisor receptor en el mismo plano

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Para evitar el contacto con la luz ambiente y mejorar la señal de entrada, se colocan diversos receptores a lo largo de una trayectoria haciendo incidir un transmisor con luminosidad constante, posteriormente se promedia la señal obtenida por los más de 3 receptores como se puede observar la en figura 19.

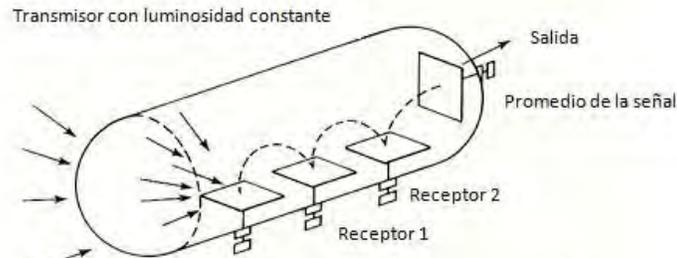


Figura 19. Configuración con tres receptores en stereo

A continuación se desglosa la parte electrónica del sistema, con el fin de tener la información necesaria para elegir la alternativa que cumpla mejor las necesidades y requerimientos del sistema.

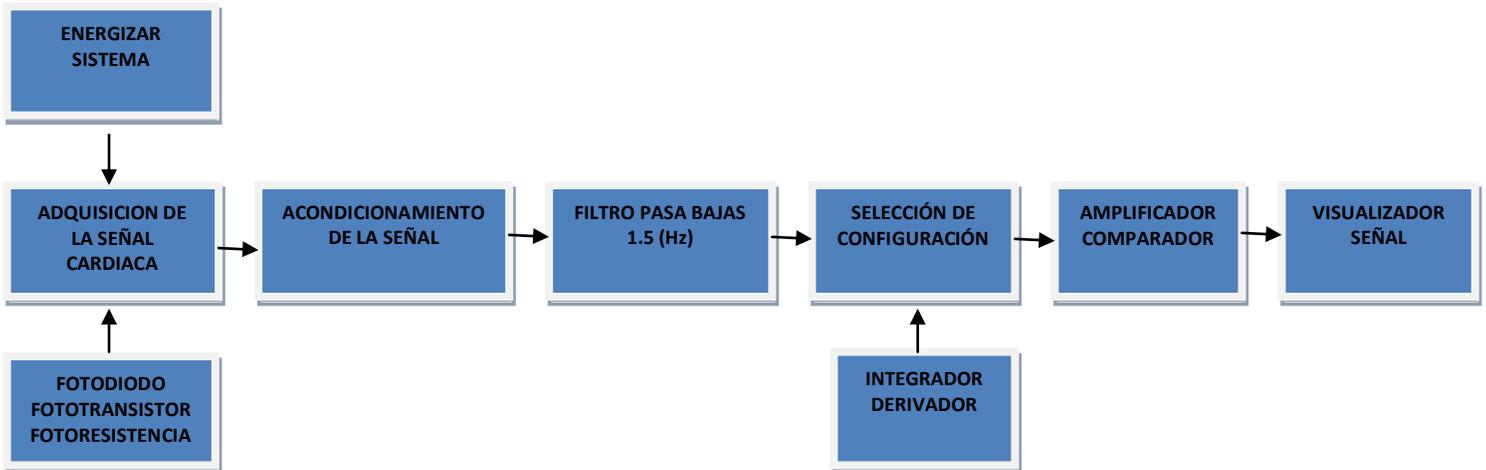


Figura 20 Identificación de las etapas del sistema

Descripción de funciones

Energizar sistema.

El circuito debe ser energizado por alguna fuente de energía, para este proyecto se utilizará una batería de automóvil la suministra corriente para el motor de arranque y el sistema de encendido cuando se procede a la puesta en marcha del motor del coche. También suministra corriente para los faros, la radio y demás accesorios eléctricos cuando el alternador no funciona con suficiente rapidez para sostener la carga eléctrica. La intensidad de la corriente que puede ser suministrada por la batería está estrictamente limitada por la capacidad de la misma, que a su vez depende de la cantidad de productos químicos que contiene. [48]

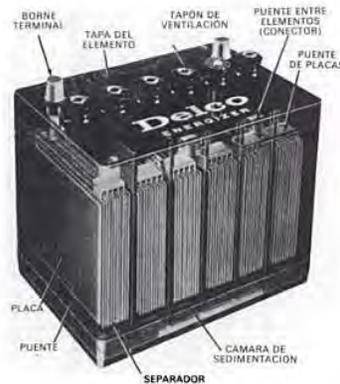


Figura 21 Acumulador de automóvil.

Sensor de luz.

Es un dispositivo electrónico que responde al cambio en la intensidad de la luz. Estos sensores requieren de un componente emisor que genera la luz, y un componente receptor que “ve” la luz generada por el emisor, se usan para detectar el nivel de luz y producir una señal de salida representativa respecto a la cantidad de luz detectada. Un sensor de luz incluye un transductor fotoeléctrico para convertir la luz a una señal eléctrica. Los principales sensores de luz son la fotorresistencia, el fototransistor y el fotodiodo.

Acondicionamiento de la señal.

Existen señales analógicas de bajo nivel que se originan en fuentes remotas, estas señales se deben de amplificar mediante dispositivos que posean la ganancia, impedancia de entrada, relación de rechazo común y estabilidad adecuadas. Es común seleccionar los amplificadores de instrumentación para estas aplicaciones, porque son amplificadores diseñados específicamente para cumplir con estos requisitos. Está dotado de las siguientes características:

- Amplificación de señales diferenciales con funciones precisas y con amplios valores de ganancia (G , normalmente de 1 a 1000)
- elevada impedancia de entrada
- baja impedancia de salida
- Bajos niveles de desviación y de ruidos de entrada

Los amplificadores de instrumentación se componen tres amplificadores operacionales configurados como se muestra en la figura 18. Los amplificadores A y B constituyen la etapa de entrada del amplificador de instrumentación, ambos están acoplados recíprocamente por medio de tres resistores R_1 , $R_{1/a}$, R_1 . La segunda etapa del módulo es el amplificador de diferencias del amplificador operacional C.

La ganancia total del circuito es:

$$V_0 = K(2a + 1)(v_2 - v_1)$$

Esta ecuación destaca dos ventajas del amplificador de instrumentación:

1. La ganancia total del amplificador se puede controlar variando un solo resistor $R_{1/a}$
2. La segunda etapa de diferencia rechaza las señales de modo común. Además, los amplificadores operacionales A y B son seguidores de voltaje con muy alta resistencia de entrada, de modo que el amplificador de instrumentación presenta una carga insignificante respecto al circuito de su transductor. [49]

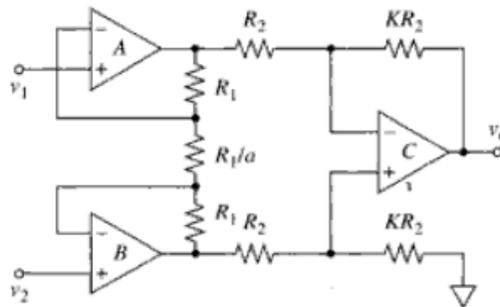


Figura 22. Amplificador de instrumentación

Etapa de filtrado

Hay dos tipos principales de filtros: analógicos y digitales. Son diferentes en su aspecto físico como en su modo de funcionamiento. Un filtro analógico emplea circuitos electrónicos con componentes discretos tales como resistencias, condensadores, amplificadores operacionales, que son requeridos para el filtrado deseado. Tales filtros son empleados para la reducción de ruido, mejora de señales de video, ecualizadores gráficos y otras áreas.

Existen técnicas estándares para el diseño de un filtro analógico con un requerimiento dado. En todas las diversas etapas la señal está siendo filtrada como un voltaje o corriente eléctrica, es decir se involucra una magnitud física y real directamente de la señal analógica.

En contraste un filtro digital es programable, es decir, su funcionamiento está determinado por un programa almacenado en la memoria contigua al procesador. Puede ser variado fácilmente sin afectar al hardware. Los filtros digitales pueden ser fácilmente diseñados, probados e implementados en un ordenador. Los analógicos pueden ser simulados, pero siempre hay que implementarlos a través de componentes discretos para ver su funcionamiento real.

Filtros analógicos

Los filtros son circuitos que permiten el paso de una determinada banda de frecuencia mientras atenúan todas las señales que no estén comprendidas dentro de esta banda. Existen filtros activos y pasivos. Los filtros pasivos sólo tienen resistencias, inductores y capacitores. En los filtros activos, se utilizan transistores o amplificadores operacionales además de resistencias, inductores y capacitores. Existen cuatro tipos de filtros: pasa bajas, pasa altas, pasa banda y de eliminación de banda (también conocido como rechazo de banda o de muesca). [50]

Un filtro pasa bajas permite el paso de una banda específica de frecuencias (banda de paso), esta frecuencia es desde DC (cero hertz.) hasta una frecuencia f_c (frecuencia de corte). A las frecuencias superiores a la frecuencia de corte, se tiene una atenuación en el voltaje de salida.

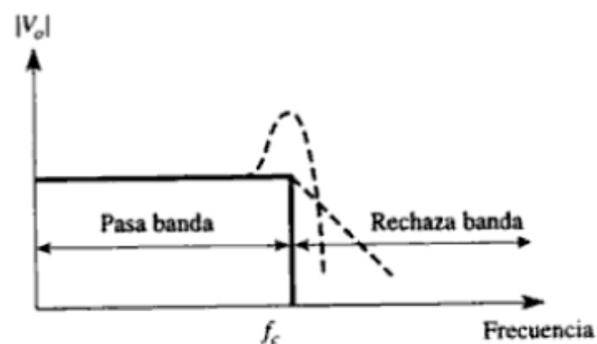


Figura 23. Filtro pasa Bajas.

La frecuencia de corte ω_c se define como la frecuencia de E_i donde $|A_{CL}|$ se reduce a 0.707 veces su valor a baja frecuencia. La frecuencia de corte se evalúa mediante:

$$\omega_c = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$$

Donde ω_c es la frecuencia de corte en radianes por segundo, f_c es la frecuencia de corte en hertz, R está en ohms y C está en farads.

Procedimiento de diseño:

1. Se escoge la frecuencia de corte ω_c o bien f_c .
2. Se selecciona el capacitor C, por lo general entre 0.001 y 0.1 (μF)
3. Se calcula R.

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

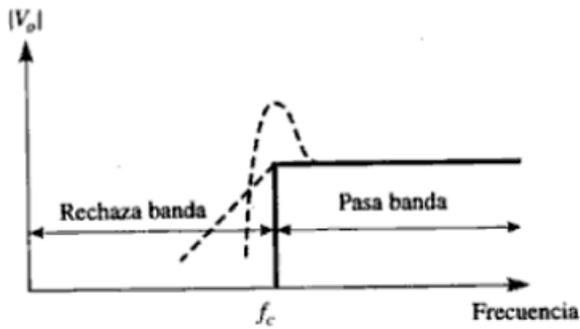


Figura 3 Filtro pasa alta

Un filtro pasa altas, pasa todas aquellas frecuencias superiores a un límite específico (frecuencia de corte) y atenúa toda frecuencia por debajo del mismo.

Un filtro pasa bandas permite el paso de una banda de frecuencias. Es decir este tipo de filtros son selectores de frecuencia y rechaza aquellas frecuencias superiores a f_h e inferiores a f_l .

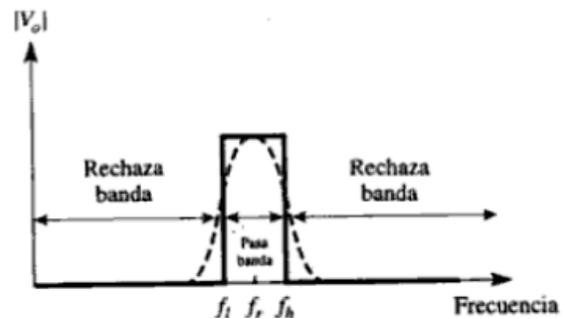


Figura 25. Filtro Pasa Banda

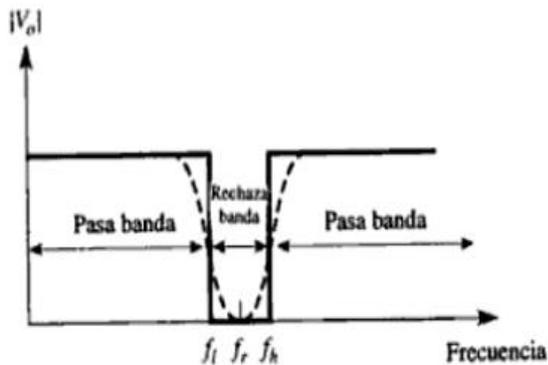


Figura 26. Filtro rechaza banda

Los filtros rechaza banda no permite el paso de una banda de frecuencias. Este tipo de filtros rechaza aquellas frecuencias que se encuentran en un ancho de banda definido. Permite el paso de las frecuencias inferiores o superiores a dos frecuencias determinadas como de corte inferior (f_l) y superior (f_h).

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Los diseños de filtros analógicos se basan en la aproximación de las especificaciones de magnitud o de fase, como lo son los filtros Butterworth, Chebyshev I, Chebyshev II (Chebyshev Inverso) y elípticos cuyo diseño se basa en especificaciones de magnitud, así como los filtros Bessel que tienen una fase casi lineal y cuyo diseño se basa en especificaciones de fase.

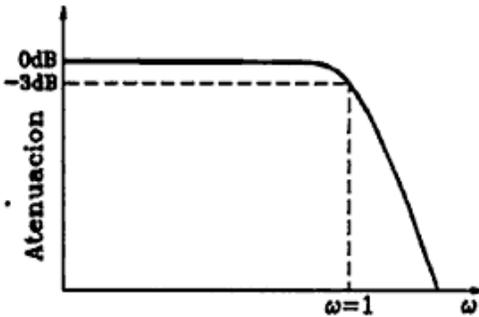


Figura 27. Filtro Butterworth

El filtro Butterworth es utilizado cuando se requiere una respuesta lo más plana posible en la banda de paso y sin rizado. La salida se mantiene constante casi hasta la frecuencia de corte, luego disminuye a razón de 20, 40, 60 dB por década según la configuración.

El filtro Chebyshev se utiliza cuando se quiere una pendiente inicial de caída alta en la banda de transición y no es de primordial importancia una respuesta plana en la banda de paso.

Cuanto mayor sea la selectividad, mayor es el rizado. [51]

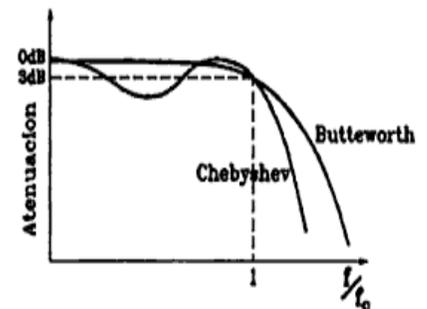


Figura 28. Filtro Chebyshev

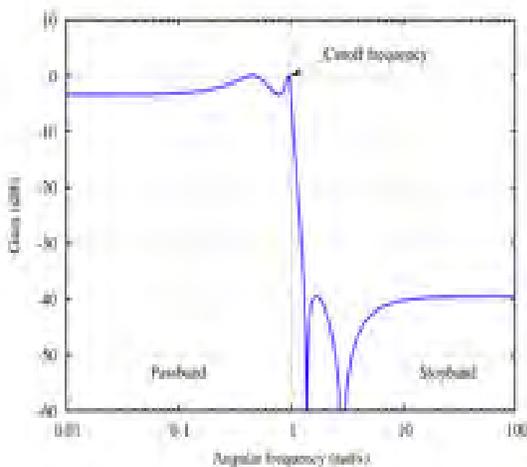


Figura 49. Filtro Elíptico

Los filtros elípticos tienen rizado en la banda pasante y también en la banda de eliminación. Ambos rizados están acotados. Están diseñados de manera que consiguen estrechar la zona de transición entre bandas. Suelen ser más eficientes debido a que al minimizar la zona de transición, ante unas mismas restricciones consiguen un menor orden.

Los Filtro Bessel únicamente tienen polos. Están diseñados para tener una fase lineal en las bandas pasantes, por lo que no distorsionan las señales; por el contrario tienen una mayor zona de transición entre las bandas pasantes y no pasantes.

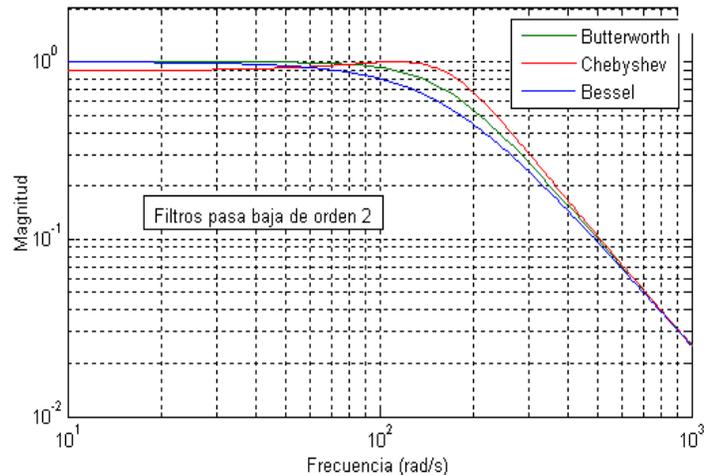


Figura 30. Filtro Bessel.

Tipos de compensadores

Integrador

Un integrador es un circuito que ejecuta una operación matemática llamada integración. La aplicación más difundida de un integrador es la destinada a producir una rampa en su tensión de salida, la cual supone un incremento o decremento lineal de tensión.

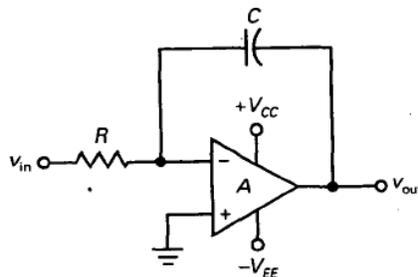


Figura 315. Circuito Integrador

El componente de la realimentación es un condensador en lugar de una resistencia. La entrada, en general es un pulso rectangular, cuando el pulso está a nivel bajo, $v_{in}=V_{in}$, debido a la tierra virtual, una tensión de entrada alta produce una corriente de entrada de:

$$I_{in} = \frac{V_{in}}{R}$$

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Toda esa corriente de entrada circula por el condensador, así pues, el condensador se cargará y su tensión se incrementará con la polaridad mostrada. La tierra virtual implica que la tensión de salida es igual a la tensión en extremos del condensador. Con una tensión de entrada positiva, la tensión será negativa y creciente en módulo. La tensión del condensador se incrementa linealmente, esto es a razón de una corriente constante. Debido a que el condensador retiene su carga, la tensión de salida permanece constante en una tensión negativa de $-V$.

$$V_{out} = \int_0^t \frac{V_{in}}{RC} + V_{inicial}$$

Donde $V_{inicial}$ es el voltaje de salida en el inicio del tiempo. Debido a que el condensador se comporta como circuito abierto para señales continuas, no hay realimentación negativa a la frecuencia cero. Sin realimentación negativa, el circuito considera cualquier tensión de offset de entrada como una tensión de entrada válida. El resultado es que el condensador se carga y la salida se satura positiva o negativamente, permaneciendo así indefinidamente. Una forma de reducir el efecto de la tensión de offset de entrada es disminuir la ganancia de tensión a la frecuencia cero conectando una resistencia en paralelo con el condensador.

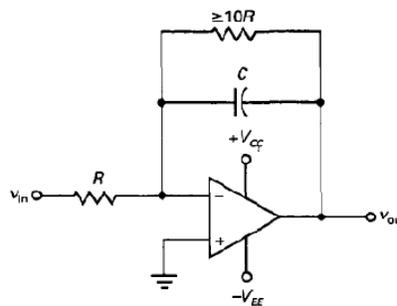


Figura 326. Circuito Integrador con reducción del offset

Derivador

Un diferenciador es un circuito que ejecuta una operación matemática de cálculo diferencial denominada derivación. Produce una tensión de salida proporcional a la variación instantánea de la tensión de entrada respecto del tiempo. Aplicaciones comunes de un diferenciador son la de detección de flancos de subida y bajada de un pulso rectangular, estos flancos son llamados picos que pueden ser tensión positiva o negativa.

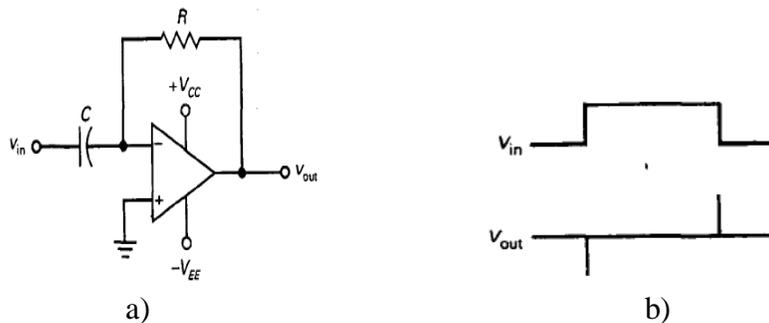


Figura 337. a) Circuito Derivador b) Señal rectangular produce picos a la tensión de salida

El diferenciador realizado con un amplificador operacional tiene tendencia a oscilar. Para evitarlo, generalmente se incluye una resistencia en serie con el condensador, el valor de esta resistencia está entre $0.01R$ y $0.1R$. Con esta resistencia, la ganancia de tensión en lazo cerrado es limitada, donde surgen los problemas de oscilación.

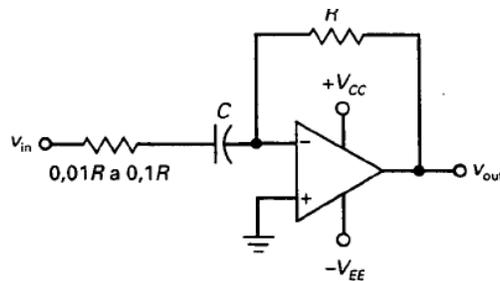


Figura 34. Circuito derivador evitando la oscilación.

$$V_{out} = -RC \frac{dV_{in}}{dt}$$

Comparador

La forma más sencilla de usar un amplificador operacional es en lazo abierto (sin resistores de realimentación). En la figura 35 se muestra un comparador en lazo abierto, esto quiere decir que cuando un voltaje de error positivo lleva a la salida a $+V_{SAT}$ el valor positivo máximo del voltaje de salida. Un voltaje de error negativo produce $-V_{SAT}$. Todo lo que hace este circuito es comparar V_1 con V_2 produciendo una salida saturada positiva o negativa, según si V_1 es mayor o menor que V_2 .

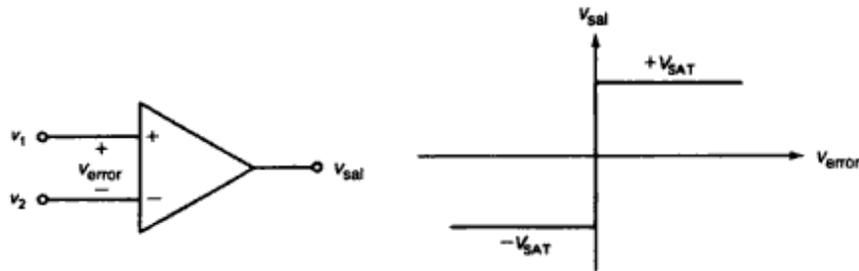


Figura 35. Comparador en lazo abierto

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

2.4 Diseño de configuración

2.4.1 Configuración del chasis

Para la configuración del chasis se debe de cumplir la linealidad de los sensores, que este fabricado de un material capaz de aislar la luz exterior como la luz de lámparas y luz solar, de igual que permita absorber la humedad del dedo. A continuación se muestran en la tabla 36 las diferentes opciones de chasis utilizados:

Tipo de diseño		Dimensiones (cm ³)	Masa (gr)	Tipo de diseño		Dimensiones (cm ³)	Masa (gr)
Pinza de ropa		16.4	3	Dedal con plastilina epoxica		35.3	5
Pinza para cabello esponja		168	6	Dedal con esponja		23.9	3
Pinza para cabello		113.7	7	Juguete para niños		69	5
Pinzas		40	4	Guante		48.7	2.5

Tabla 36. Diferentes configuraciones chasis.

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

En los diseños de pinza de ropa, pinza para cabello con esponja, pinza para cabello y pinzas, tienen el problema que en las configuraciones en paralelo y stereo no mantienen la linealidad de los sensores, de igual manera no hay un elemento que aíse la luz exterior y absorba la humedad del dedo, esto provoca datos erróneos de lectura. De igual manera no es ajustable al dedo masculino.

El dedal con plastilina epoxica, dedal con esponja y juguete para niños, mantienen la linealidad de los sensores, absorben la humedad del dedo, su peso es bajo en comparación con los diseños hechos con pinzas, pero no es ajustable a cualquier tipo de dedo.

Se elige la opción guante ya que esta hecho de piel, tiene la característica de absorber la humedad de los dedos, es adaptable a cualquier tipo de dedo, sea masculino o femenino, aísla la luz del exterior, su volumen es de $48.7 \text{ (cm}^3\text{)}$ y su masa es de 2.5 (g) , lo cual lo hace ideal para el sistema.

2.4.2 Configuración del sensor

Para la primera conexión se utilizó una fotorresistencia (Anexo # 3) con un valor de $10 \text{ (M}\Omega\text{)}$, conectada en serie con una resistencia de $10 \text{ (k}\Omega\text{)}$ para que tuviera una mayor sensibilidad al cambio de luz, su conexión se muestra a continuación.

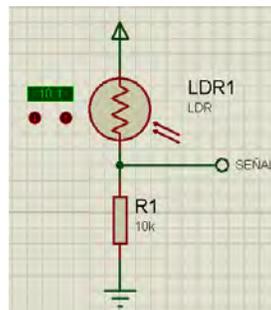


Figura 37. Conexión Fotorresistencia.

La segunda conexión consta de un fototransistor de 3 (mm) (Anexo # 4) por su fácil colocación, en el emisor que corresponde a un led infrarrojo se coloca una resistencia de $220 \text{ (}\Omega\text{)}$ y el receptor una resistencia de $10 \text{ (k}\Omega\text{)}$

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

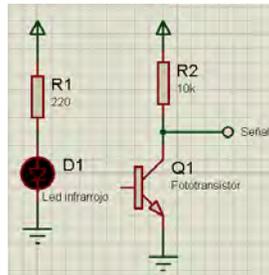


Figura 38. Conexión Fototransistor

Por último el sensor que se probó fue el fotodiodo (Anexo # 5), cuyo circuito se muestra a continuación:

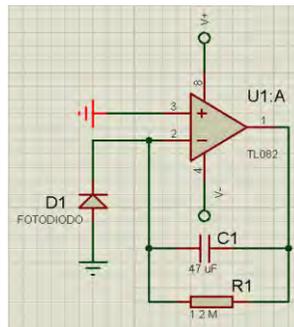


Figura 39. Conexión Fotodiodo

La figura 40 muestra las características más importantes de los sensores de luz:

Sensor	Voltaje Máx (V)	Corriente Máx (mA)	Longitud de onda (nm)	Tiempo de respuesta
Fotorresistencia 10 (MΩ) 	320	75	550	55 (ms)
Fototransistor PT331 	30	20	940	15(μs)
Fotodiodo BPW34 	60	75(μA)	950	100 (ns)

Figura 40. Características de los sensores de luz.

ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Dependiendo del tipo de sensor a utilizar se deberá de colocar un amplificador de instrumentación ya que nos permite quitar el exceso de ruido de la señal y tiene una mayor rapidez. En el caso del fotodiodo y fotorresistencia la señal que nos proporciona está dada en un rango de 0.7 a 20 (mV), por lo que se amplifica la señal de acuerdo con la siguiente información. El voltaje de salida del AD620 se calcula de acuerdo con:

$$V_0 = AV (V_{+IN} - V_{-IN})$$

Ganancia del AD620

$$AV = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{RG} + 1$$

Dado que $RG=100 \Omega$

$$AV = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{100} + 1$$

$$AV = 495 (\Omega)$$

Por lo tanto, tomando el valor más alto que nos da la señal que es de 10 (mV), se tiene que el voltaje de salida es:

$$V_0 = AV (V_{+IN}) = 495 * (10mV)$$

$$V_0 = 4.95 V$$

2.4.3 Configuración del filtro.

En esta etapa se utilizaron diferentes diseños de filtro que comprendieran un rango de 0.5 (Hz) a 1.5 (Hz). En primer lugar se hizo un filtro de banda angosta en el cual se utilizaron los siguientes modelos matemáticos:

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

El ancho de banda es igual a 1 (Hz), por lo tanto:

$$B = \frac{0.1591}{R * C}$$

En donde se propone un capacitor de 0.47 (μF), despejando a R:

$$R = \frac{0.1591}{B * C} = \frac{0.1591}{(1)(0.47\mu\text{F})} = 338510.6 (\Omega)$$

$$R = 330(K\Omega) \text{ Valor comercial}$$

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1}$$

Donde $Q=0.87$

$$R_r = \frac{338510.6}{2(0.87)^2 - 1} = R_r = 677140.37 (\Omega)$$

$$R_r = 680 (K\Omega) \text{ Valor comercial}$$

$$2R = 2 * (338510.6) = 677021.2(\Omega)$$

$$2R = 680 (K\Omega)$$

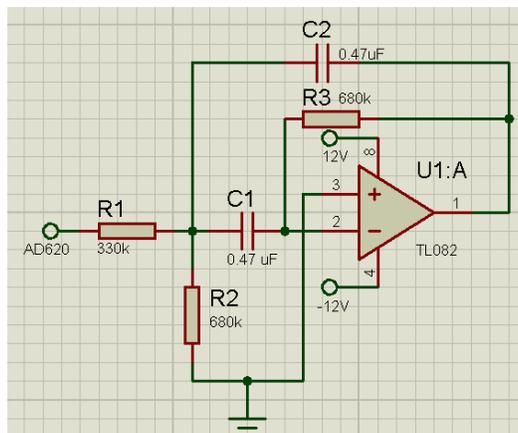


Figura 41. Filtro banda angosta

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Posteriormente se diseñó un filtro pasa banda de rango 0.5 (Hz) a 5 (Hz) Butterworth. Para el diseño de este filtro se procedió de la siguiente manera: primero se diseñó el filtro pasa alta a 0.5 Hz Butterworth, tomando en cuenta las siguientes operaciones:

Donde:

$$C_1 = C_2 = 4.7(\mu F)$$

Y de la ecuación siguiente se sabe que $\omega_c = 0.5$ Hz:

$$R_1 = \frac{1.414}{\omega_c * C} = \frac{1.414}{0.5 * 4.7(\mu F)} = 601702.12 (\Omega)$$

$$R_2 = \frac{1}{2} R_1 = \frac{1}{2} (601702.12) = 300851.06(\Omega)$$

Los valores comerciales de los elementos son:

$$\begin{aligned} C_1 &= C_2 = 4.7(\mu F), \\ R_1 &= 560(k\Omega) \\ R_2 &= 330(k\Omega) \end{aligned}$$

Para el diseño del filtro pasa bajas a 5 Hz, se siguieron los siguientes pasos:

- Definir la frecuencia de corte que es de 5 Hz
- Definir una C_1 en un rango (100 pF a 0.1 μF).
En este caso $C_1 = 0.1 (\mu F)$
- Definir $C_2 = 2C_1$.
Por lo tanto $C_2 = 2 * 0.1 (\mu F) = (200(nF))$
- Calcular

$$R = \frac{0.707}{\omega_c * C_1}$$

$$R = \frac{0.707}{2\pi * 5 * 0.1 (\mu F)} = 225045(\Omega) \rightarrow R = 220(k\Omega)$$

- Defina $R_f = 2R$
 $R_f = 2 * (225045(\Omega)) = 450 (k\Omega) \rightarrow R_f = 470 (k\Omega)$

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Un filtro pasa banda se conforma de un filtro pasa baja y un filtro pasa altas, la unión de estos dos filtros nos dará como resultado un filtro pasa banda. Ambos filtros deben de ser del mismo orden y tener la misma ganancia.

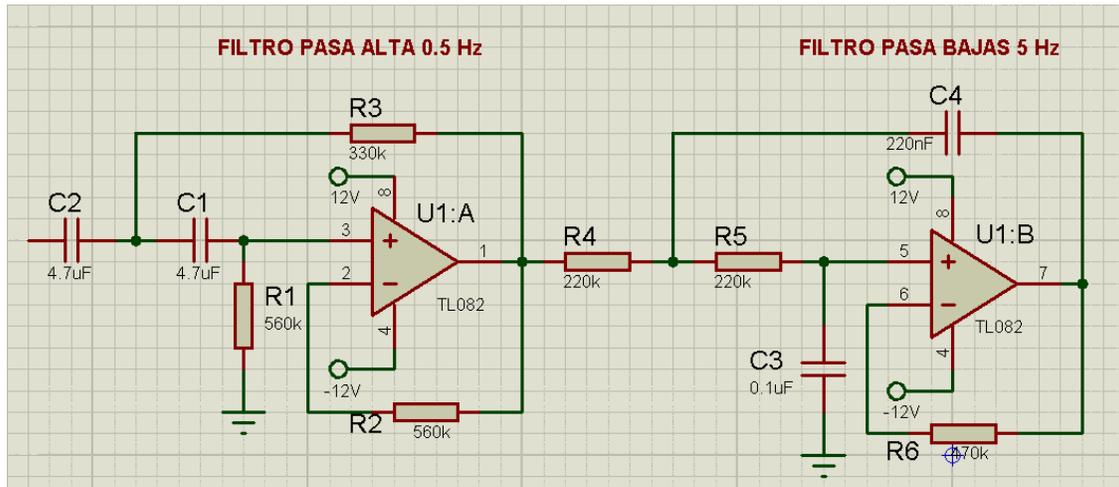


Figura 42. Filtro pasa banda 0.5-1.5 Hz

2.4.4 Selección del compensador

Se tienen dos posibles configuraciones del compensador; integrador y derivador. A continuación se describe el procedimiento de la configuración de los compensadores. Para obtener ambos, se necesita definir una frecuencia de corte y si es posible el valor de un capacitor. En ambos casos se tendrá una $f = 1 \text{ Hz}$ y un capacitor de $1(\mu\text{F})$, sustituyendo estos valores en la siguiente ecuación se tiene:

$$R = \frac{1}{2\pi * f * C} = \frac{1}{2\pi * 1 \text{ Hz} * 1(\mu\text{F})} = 159.15 (k\Omega) \rightarrow R = 150(k\Omega)$$

Colocando una resistencia R diez veces mayor para disminuir el offset, en paralelo con el capacitor, la figura 39 muestra la simulación en Proteus del integrador, mientras que en la figura 40, se muestra su funcionamiento con una señal muestra (señal de color amarillo), y la señal en color azul es el resultado del integrador.

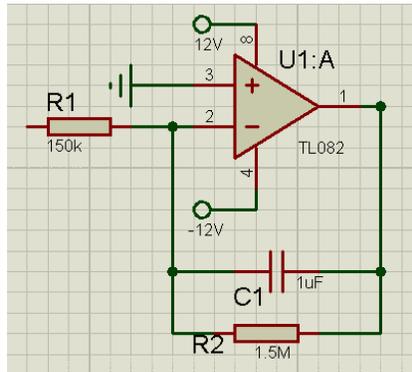


Figura 43. Configuración Integrador



Figura 44. Función del Integrador

Para el derivador lo único que hace falta calcular es la resistencia de descarga que esta dada por:

$$R_d = 0.01R \rightarrow 0.01 * 159.15(k\Omega) = 1.59 (k\Omega)$$

$$R_d = 1.5 (k\Omega)$$

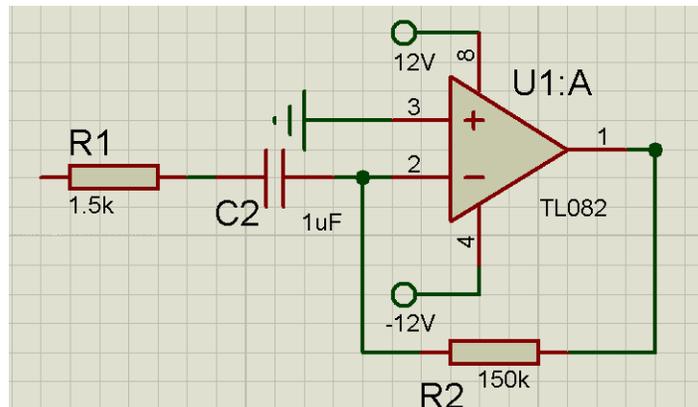


Figura 45. Configuración Derivador

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

En la figura 46 se muestra el funcionamiento del compensador derivador, la señal amarilla es una señal muestra proporcionada por el generador de señales, mientras que la señal azul representa el funcionamiento del derivador. Lo que hace es invertir la señal muestra y nos proporciona los máximos y los mínimos de dicha señal, estos pueden ser valores positivos y negativos.

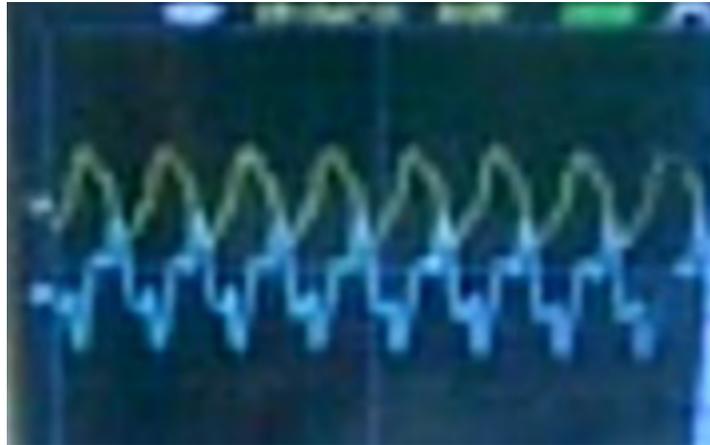


Figura 46. Derivador con señal muestra

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

Con los elementos anteriores ya se cuenta con la configuración del sensor, una etapa de amplificación con su respectivo filtro y por último una etapa de compensador. A continuación se muestran sus respectivas señales para saber cual configuración es la mejor, la señal amarilla indica el comportamiento de la señal a la salida del filtro, mientras que la señal azul representa el comportamiento del compensador:

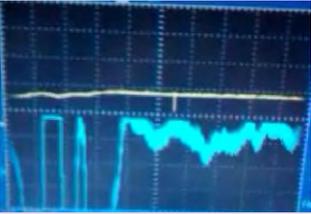
Tipo de sensor	Visualización Compensador Integrador	Visualización Compensador Derivador
Tipo de sensor: Fotorresistencia Posición del sensor En el plano	 <p data-bbox="643 848 867 905">Amplitud: 5(V) Resolución: 500 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 835 1320 919">Amplitud: 2(V) Resolución: 250 (ms) Presencia de Ruido.</p>
Tipo de sensor: Fotorresistencia Posición del sensor En paralelo	 <p data-bbox="643 1161 867 1220">Amplitud: 5(V) Resolución: 250 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 1161 1320 1245">Amplitud: 2(V) Resolución: 500 (ms) Presencia de Ruido.</p>
Tipo de sensor: Fotorresistencia Posición del sensor En stereo	 <p data-bbox="643 1514 867 1572">Amplitud: 5(V) Resolución: 250 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 1518 1320 1602">Amplitud: 5(V) Resolución: 500 (ms) Presencia de Ruido.</p>

Tabla 5. Configuraciones Fotorresistencia

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

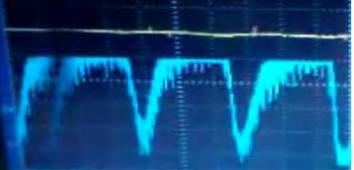
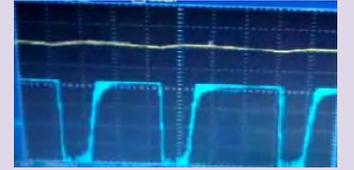
Tipo de sensor	Visualización Compensador Integrador	Visualización Compensador Derivador
Tipo de sensor: Fototransistor Posición del sensor En el plano	 <p data-bbox="643 663 867 716">Amplitud: 5(V) Resolución: 500 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 663 1313 737">Amplitud: 1(V) Resolución: 100 (ms) Presencia de Ruido</p>
Tipo de sensor: Fototransistor Posición del sensor En paralelo	 <p data-bbox="643 1005 867 1058">Amplitud: 5(V) Resolución: 10 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 1041 1313 1115">Amplitud: 5(V) Resolución: 250 (ms) Presencia de Ruido.</p>
Tipo de sensor: Fototransistor Posición del sensor En stereo	 <p data-bbox="643 1331 867 1383">Amplitud: 5(V) Resolución: 500 (ms)</p>	 <p data-bbox="1089 1331 1313 1383">Amplitud: 5(V) Resolución: 250 (ms)</p>

Tabla 6. Configuraciones Fototransistor

Capítulo 2. Diseño conceptual y de configuración

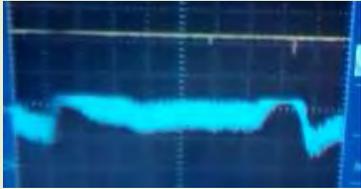
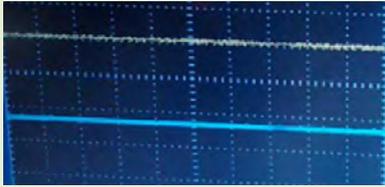
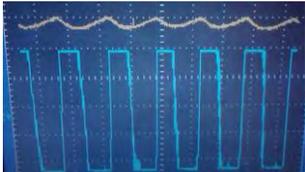
Tipo de sensor	Visualización Compensador Integrador	Visualización Compensador Derivador
Tipo de sensor Fotodiodo Posición del sensor En el plano	 Amplitud: 5(V) Resolución:250 (ms)	 Amplitud: 5(V) Resolución:250(ms) Presencia de Ruido.
Tipo de sensor Fotodiodo Posición del sensor En paralelo	 Amplitud: 1(V) Resolución: 250 (ms)	 Amplitud: 5(V) Resolución:500(ms) Presencia de Ruido.
Tipo de sensor Fotodiodo Posición del sensor En stereo	 Amplitud: 5(V) Resolución:250 (ms)	 Amplitud: 5(V) Resolución: 500 (ms)

Tabla 7. Configuraciones Fotodiodo

Con la tabla # 7 se deduce que el mejor sensor a utilizar es el fotodiodo, por su amplitud y resolución en ambas señales tanto en el filtro como en el compensador en configuración stereo.

2.4.5 Comparador

Se requiere un comparador debido a que necesitamos un umbral para poder cuantificar los latidos por minuto. Debido a que se está trabajando con valores positivos y negativos, el comparador nos permite delimitar nuestros umbrales. En este caso se utilizaran comparadores en lazo abierto, restringiendo los valores negativos, sólo nos interesan los valores positivos y con una amplitud no mayor a 5(V).

La figura 47 muestra la simulación en Proteus de los comparadores utilizados, en el primer comparador el voltaje de entrada (VE) está constituido por valores positivos y negativos (V), por lo tanto todos los valores menores a 5V, la salida del comparador nos dará 0(V), mientras que los valores por encima de 5(V) la salida del comparador nos dará 10 (V). El segundo comparador limita las tensiones, voltajes de entradas mayores a 5 (V) la salida del comparador nos dará 5(V), los voltajes inferiores a 5(V), la salida del comparador nos dará 0 (V).

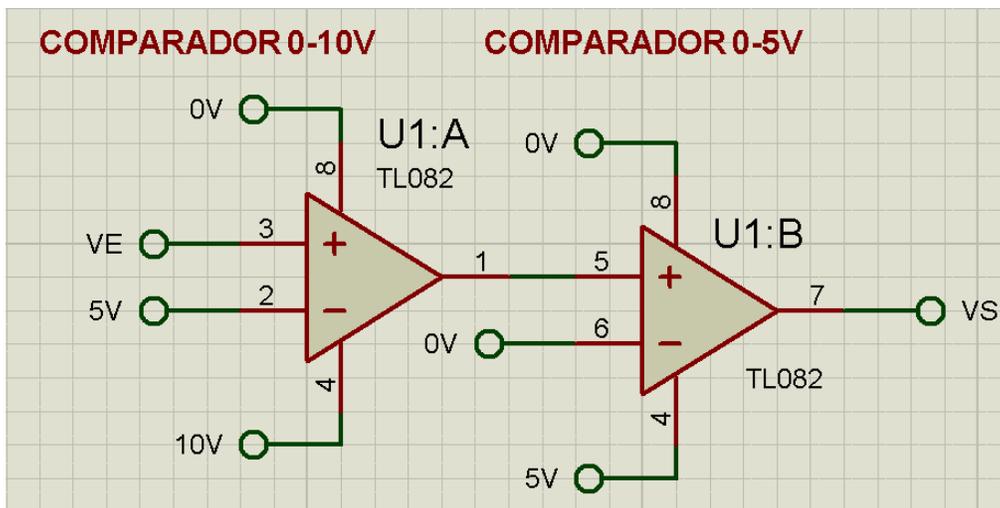


Figura 47. Comparador lazo abierto

VISUALIZACION DE LA SEÑAL

El comparador nos ayuda a tener pulsos en un rango de 0-5(V); esta señal se puede manejar analógica, para realizar un contador que nos indique los pulsos por minuto, esto se hace mediante la utilización de flip flops, memoria y display de 7 segmentos, el inconveniente es que físicamente este circuito ocuparía un mayor espacio.

Otra manera es utilizando un microcontrolador, se puede ocupar la parte de interrupciones que nos permite contar los pulsos ya sea los flancos altos o los flancos en bajo, o en su defecto se puede utilizar el conversor analógico digital, y mediante la utilización de un LVD para desplegar los latidos por minuto. La ventaja de utilizar un microcontrolador es que son pocos elementos, y físicamente ocupan un espacio menor,

3.1 Alimentación del circuito

Para la alimentación del circuito y en la etapa de pruebas se utilizó una batería recargable sellada, de ácido-plomo, de 12 (V) y 1.2 (A·h) puede ser utilizada hasta 1000 ciclos de carga y descarga. Debido a su volumen 213 (cm³) y su fácil transportación se eligió este tipo de batería.

Como se necesitan voltajes positivos (V_P) y negativos (V_N) para poder operar este circuito, se utilizó un convertidor de voltaje ICL7662 (Anexo # 6), donde será alimentado con 12 (V) que provienen de la batería de un carro. En los amplificadores operacionales sus tensiones de alimentación deben ser simétricas, para que nuestras lecturas de datos sean correctas, es por ello que a la salida del ICL7662 se coloca un diodo Zener de 12 (V) (Anexo # 7), polarizado de manera inversa para que nos proporcione una alimentación máxima de -12 V.

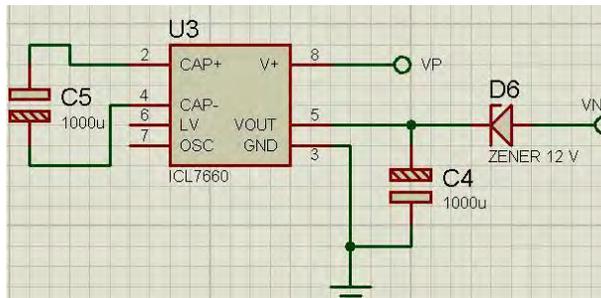


Figura 8. Conexión ICL7662

Posteriormente para poder energizar al temporizador, a los diodos infrarrojos y al sensor de luz, se requiere bajar el voltaje a 5 (V), para ello, se utiliza un regulador de tensión positiva de tres terminales 7805 (Anexo # 8), de igual manera se coloca un diodo zener de 12 (V) a la entrada del integrado 7805, para mantener simétricas la alimentación de los amplificadores operacionales. A su salida se coloca un diodo de protección a 5.1 (V), para alimentar el circuito restante. A continuación se muestra el circuito en Proteus:

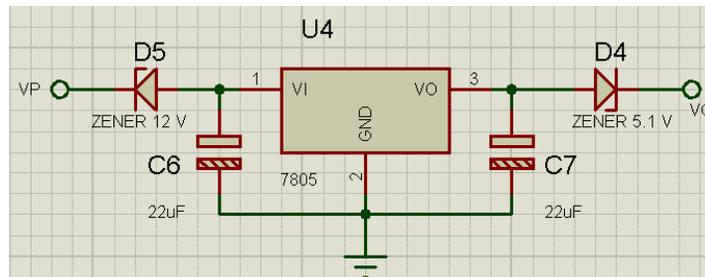


Figura 49. Diagrama de conexiones 7805.

3.2 Adquisición de la señal

Temporizador

En el circuito, se utiliza un temporizador integrado 555 (Anexo # 9), su misión es la de anular los ocasionales pulsos dobles (causados por el sensado de la contracción y también de la descontracción del corazón, que es indeseada), de igual manera la frecuencia de operación de este circuito es aproximadamente de 1(kHz). La configuración del temporizador es de manera astable lo cual permite que los leds infrarrojos prendan y apaguen, generando pulsos de luz con una longitud de onda definida , y el fotodiodo ubicado en el extremo opuesto, reciba la energía luminica no absorbida. De las hojas de especificaciones del circuito 555 se calculan los valores necesarios. Estos cálculos se muestran a continuación:

$$t_1 = 0.693 (R_1 + R_2)(C_1)$$

$$t_2 = 0.693 (R_2)(C_1)$$

Donde se obtiene que :

$$R_1 = 53 (k\Omega)$$

$$R_2 = 3.3 (k\Omega)$$

$$C_1 = 22(nF)$$

$$t_1 = 0.693 (53 (k\Omega) + 3.3 (k\Omega))(22(nF)) = 0.85 (ms)$$

$$t_2 = 0.693 (3.3 (k\Omega))(22(nF)) = 0.50 (\mu s)$$

Por lo tanto el periodo es igual a $T = t_1 + t_2 = 0.85 (ms) + 0.50 (\mu s) = 0.85(ms)$

Y la frecuencia $f = \frac{1}{T} = \frac{1}{0.85(ms)} = 1.17 (kHz)$

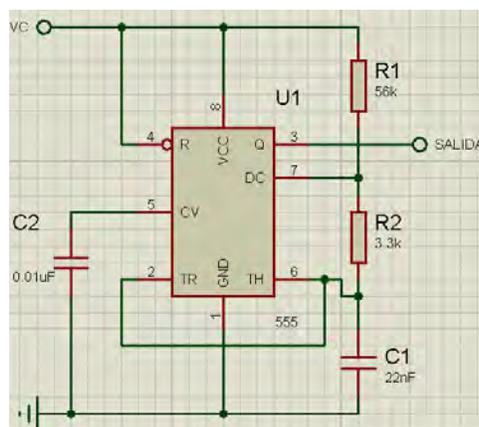


Figura 50. Diagrama de conexión temporizador.

A continuación se muestra la señal de entrada de nuestro sistema, ya con el temporizador a una frecuencia aproximada de 1 (kHz).

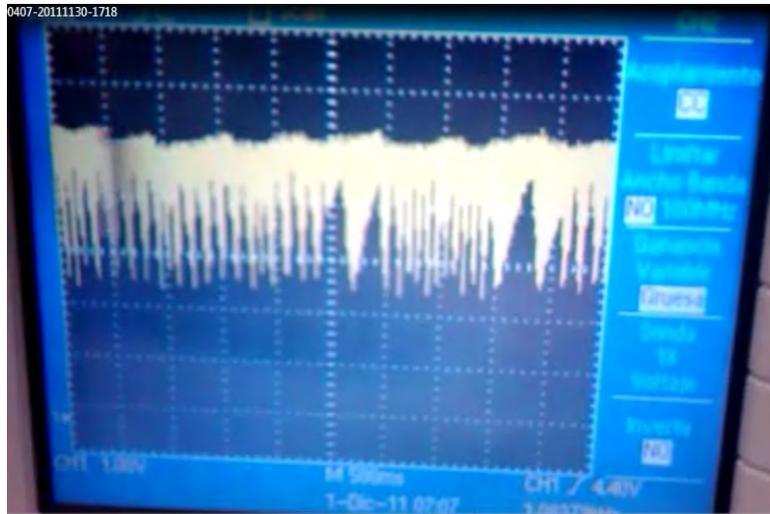


Figura 51. Señal de entrada con temporizador

Led infrarrojo 3(mm)

Se utilizan dos diodos infrarrojos de 3(mm) de diámetro, con una longitud de onda de 940 (nm), 1.3 (V) típicos en polarización directa, 1.7 (V) máximo, 20 (mW) y ángulo de 12° para transmisión a mayor distancia. Debido a que son pequeños, son fáciles de colocar en nuestro guante, se colocan a una distancia correspondiente entre falange y falange del dedo índice. Se conectan con una resistencia de 220 (Ω) para evitar que se quemen y tengan una mayor intensidad de luz, a la salida del temporizador. Su circuito se muestra a continuación:

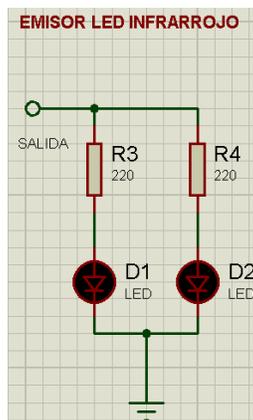


Figura 9 Diagrama conexión Emisor

Sensor de luz fotodiodo

Se utiliza un fotodiodo BPW34, su conexión se basa en un amplificador operacional en configuración inversora, con resistor de realimentación. Mediante un valor muy alto del resistor de realimentación, este circuito es extremadamente sensible a los cambios de intensidad de luz sobre el fotodiodo. Se utilizan dos fotodiodos uno para cada falange del dedo índice, conectados en serie para obtener la suma de los dos voltajes diferentes en cada falange.



Figura 53. Fotodiodo BPW34

A continuación se muestra la conexión respectiva en proteus:

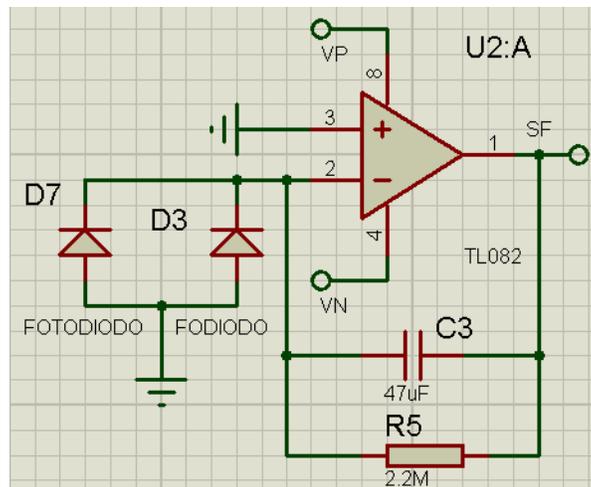


Figura 54. Diagrama de conexión Fotodiodo

Seguidor de voltaje

Para aislar una etapa de otra, y evitar que caiga el voltaje se coloca un seguidor de voltaje en cada etapa con un circuito TL082 (Anexo # 10)

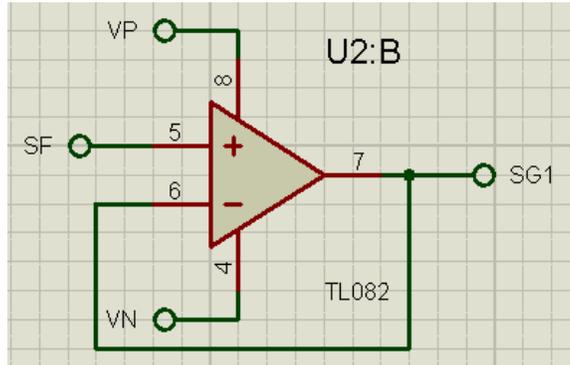


Figura 10 Diagrama de conexión Seguidor

3.3 Etapa de amplificación

Se utiliza un amplificador de instrumentación para quitar ruido a nuestra señal, en este caso como los fotodiodos nos dan una señal de salida en (V), no hay necesidad de amplificarla con el AD620 (Anexo # 11) y se hace una configuración en lazo abierto; para no saturarlo se hace un restador con ayuda de un potenciómetro de precisión, para que a la salida del AD620 no se encuentra cerca de los límites de alimentación de los amplificadores operacionales que son (12 V, -12V).

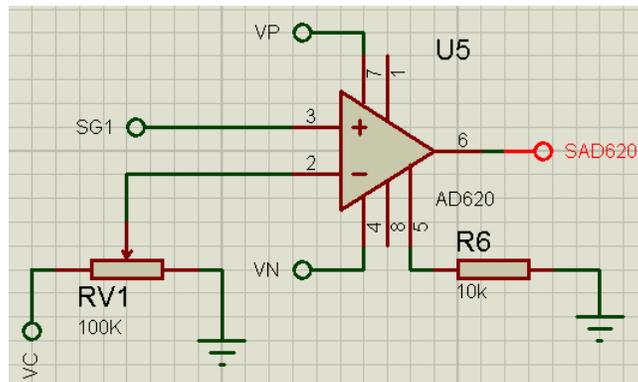


Figura 56. Diagrama de conexión AD620

La señal de color amarillo nos indica la señal de entrada del sistema, la señal de color azul indica la salida del amplificador AD620. Como la señal de entrada está dada en un rango de 5 (V), y el AD620 está configurado como restador, la señal de salida está en un rango de 1.1 a 1.8 (V).

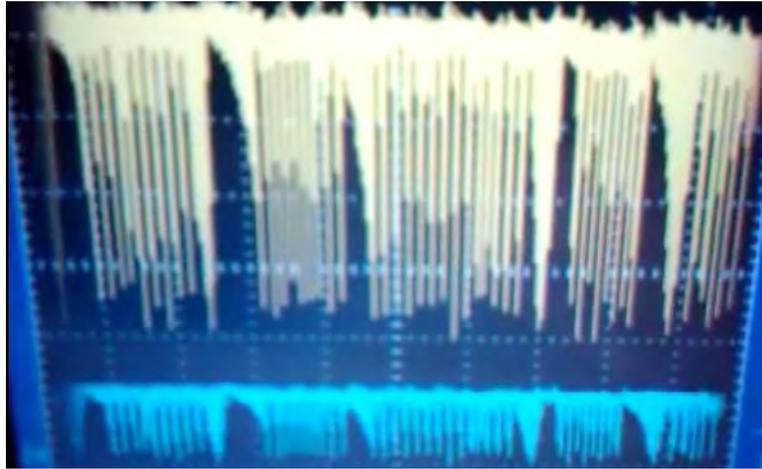


Figura 57. Señal azul indica la salida del AD620

3.4 Etapa de filtrado

En esta etapa se utiliza un filtro paso bajas, el cual se diseñó en un software llamado “Filterpro”, en el cual se coloca el tipo de filtro, el orden, la frecuencia de corte y la configuración deseada y el software calcula los valores de los componentes que satisfacen dichos parámetros. A continuación se muestra la configuración recomendada por Fiterpro, que es un filtro Bessel en configuración Sallen Key:

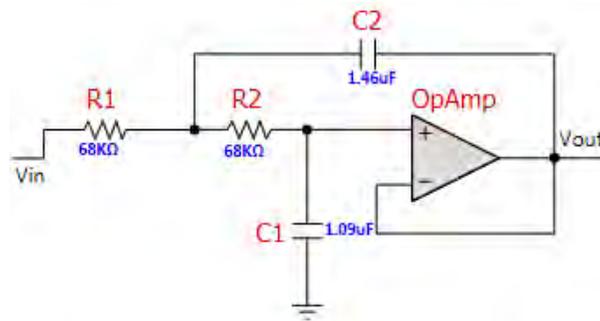


Figura 58. Diseño en FilterPro

La figura 59 muestra el esquemático del filtro en *Proteus*, en el cual la señal de entrada viene directamente del segundo seguidor de voltaje proveniente del amplificador de instrumentación AD620, este filtro deja pasar únicamente las frecuencias comprendidas entre 0 (Hz) a 1.5 (Hz). Las demás frecuencias no nos interesan, pues las frecuencias del corazón solo son comprendidas hasta 1.5 (Hz).

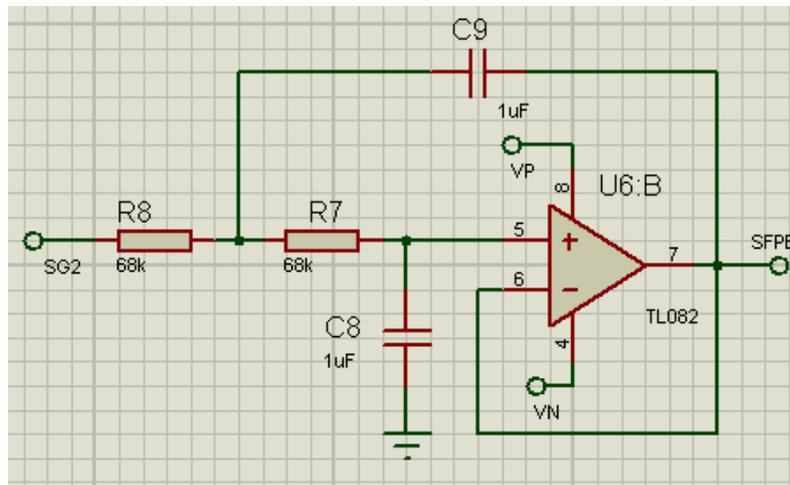


Figura 11 Conexión Filtro paso baja.

En la figura 60 se muestra la señal de salida del AD620, la señal azul es la salida del filtro pasa bajas, la cual ya no tiene ruido y es recomendable trabajar con esta señal para la siguiente fase.

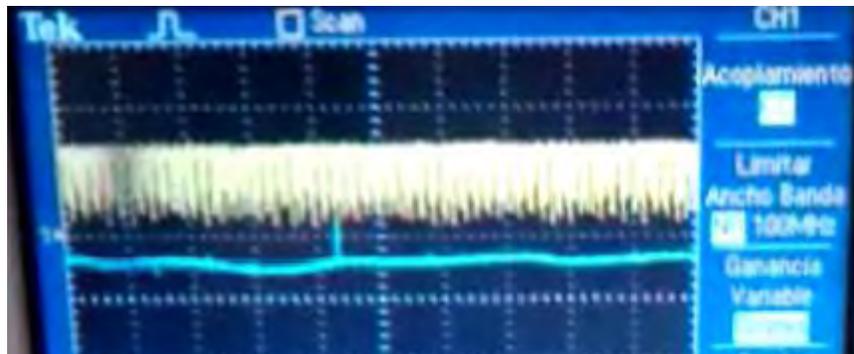


Figura 60. Señal azul filtro pasa bajas 1.5 (Hz)

3.5 Compensador

El compensador elegido fue el derivador, pues proporciona una señal estable en el sistema; con el multímetro se observaron cambios importantes en la señal tanto de voltajes positivos como negativos y tiene menor velocidad de estabilidad al movimiento de la mano. Su diseño se basa en que el derivador actúa como un filtro cuya frecuencia de corte es 1 (Hz).

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

Tomando en cuenta que colocaremos un capacitor de 0.22 (μF), sólo queda calcular la resistencia, que está dada por la siguiente ecuación:

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi(1\text{ Hz})(0.22\mu\text{F})} = 723.4\text{ (k}\Omega\text{)}$$

Entonces, el valor comercial más cercano es:

$$R = 680\text{(k}\Omega\text{)}$$

Para reducir la tensión del offset se conecta una resistencia en paralelo al condensador, la cual se calcula mediante la siguiente expresión:

$$R_T = 0.01 R = 0.1(680\text{k}\Omega) = 6.8\text{ (k}\Omega\text{)}$$

La siguiente figura muestra la conexión del compensador derivador:

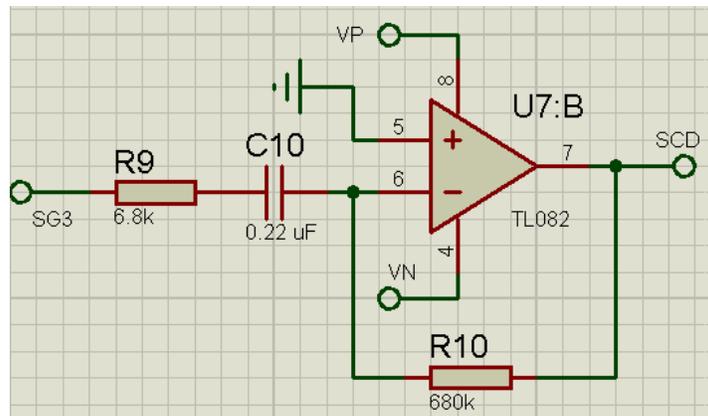


Figura 12 Conexión compensador Derivador.

Aunque el sistema presenta cambios o reacciones al movimiento del dedo, éstas se ven reflejadas en el filtro pasa bajas (señal amarilla), con algunos picos que son provocados de igual manera por el movimiento; sin embargo el derivador permite obtener máximos y mínimos de una señal, atenuando aquellos picos y perturbaciones como se puede observar en la figura 62, la señal de color azul es el compensador derivador.



Figura 13 Señal Derivador

Amplificador no inversor

Debido a que el compensador derivador produce una caída en el voltaje dada en (mV), se utiliza un amplificador operacional en configuración no inversor sólo para amplificar la señal a (V). Definiendo a $R_2 = 220 \text{ (k}\Omega\text{)}$ y $R_1 = 120 \text{ (}\Omega\text{)}$ y sustituyendo valores para un $V_{ent} = 5 \text{ (mV)}$ tenemos que:

$$V_{out} = V_{ent} \left(\frac{R_2}{R_1} + 1 \right)$$

$$V_{out} = 5 \text{ mV} * \left(\frac{220 \text{ k}\Omega}{120 \Omega} + 1 \right) \rightarrow V_{out} = 9.17 \text{ (V)}$$

Este valor está dentro de nuestros límites de saturación, lo cual no provocará conflicto entre dichos niveles, y esto a su vez dará mediciones correctas. En la figura 63 se muestra su diagrama en Proteus, y en la figura 64 la señal en el osciloscopio, donde la señal de color amarillo corresponde al derivador y la señal de color azul es la del amplificador no inversor.

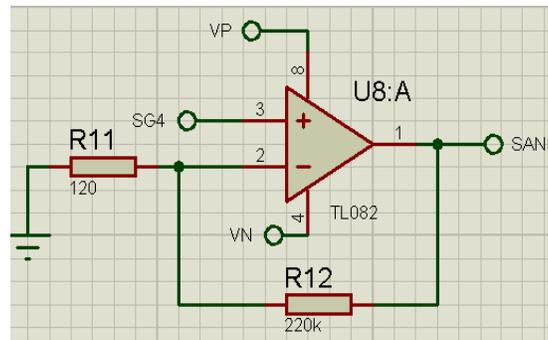


Figura 63 Amplificador no inversor



Figura 64 Amplificador No Inversor

3.6 Comparador

Se utilizó un comparador en lazo abierto con un circuito integrado LM324 (Anexo # 12), sus límites de alimentación son de 12(V) y -12(V). Se tiene una restricción con un potenciómetro de precisión a 3(V), lo cual indica que todos aquellos voltajes de entrada que estén por debajo a 3(V) se saturarán a la salida del comparador a -12 (V), y aquellos voltajes en la entrada que estén por encima de los 3(V) se saturarán a la salida del comparador a 12(V). En este punto se tienen voltajes positivos y negativos y como sólo se desea trabajar con voltajes positivos, se coloca a la salida del comparador un diodo Zener de 12 (V).

En la figura 65 se muestra su respectivo diagrama en Proteus, y en la figura 66 a) se muestran dos señales, la señal de color amarillo corresponde al amplificador no inversor y la señal de color azul corresponde a la señal del comparador. Esta imagen nos indica como está funcionando el comparador respecto al inversor haciendo los cambios en la señal. En la figura 66 b) se muestra en la señal amarilla el comparador y en la señal azul la utilización del diodo, lo único que cambia es la amplitud de la señal.

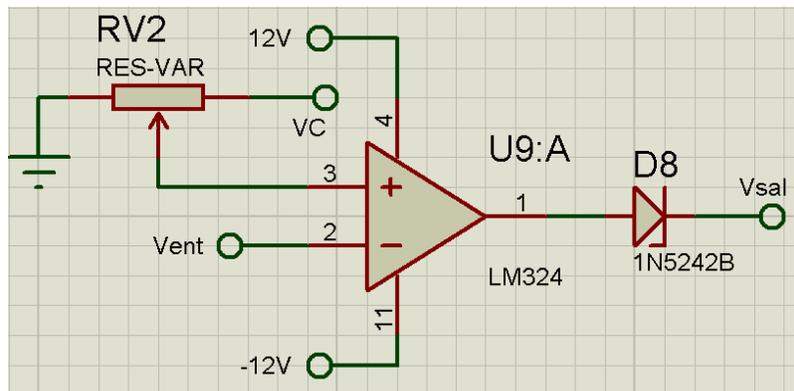
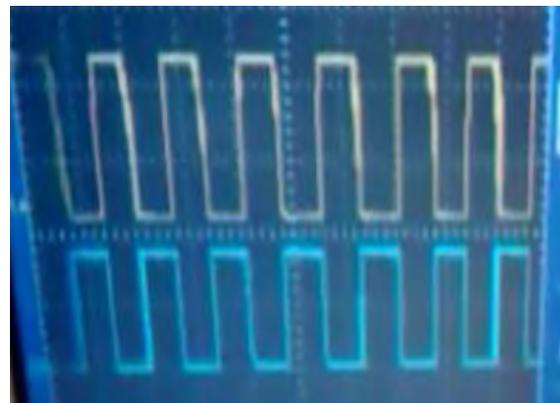


Figura 65 Comparador en lazo abierto con diodo.



Figura 66 a) Comparador en lazo abierto



b) Comparador en lazo abierto con diodo

3.7 Visualización de la señal

En esta etapa se utilizará un microcontrolador PIC de gamma media 16F887 (Anexo #13), del cual ocuparemos interrupciones y su biblioteca de LCD para poder visualizar los pulsos.

Al producirse una interrupción, el PIC salta automáticamente a la dirección del vector de interrupción de la memoria de programa y ejecuta la porción de programa, correspondiente a la atención de la interrupción. Terminada de ejecutar dicha interrupción, retorna a la porción de memoria del programa principal desde la que saltó al producirse la interrupción. Se utilizarán las siguientes interrupciones:

Interrupción externa

Interrupción exterior por RB0, permite generar una interrupción tras el cambio de nivel de alto a bajo o de bajo a alto en la entrada del pin RB0.

Interrupción interna

Se utiliza el TIMMER 1 es un contador (registro) de 16 bits. Se utiliza en este caso como temporizador, cuenta los pulsos internos de reloj. Se puede insertar un prescaler, es decir, un divisor de frecuencia programable que puede dividir por 1, 24 y 8. La frecuencia de conteo es una cuarta parte de la frecuencia de reloj ($f_{osc}/4$). Posteriormente, con el uso del prescaler se puede dividir la frecuencia.

El tiempo de desbordamiento del TIMER1 se calcula:

$$T = T_{CM} * Prescaler * (65536 - Carga TMR1)$$

Donde T_{CM} es el ciclo máquina que se puede calcular mediante la ecuación:

$$T_{CM} = \frac{4}{F_{OSC}}$$

Utilizando el oscilador interno del PIC que es de 8 (MHz)

$$T_{CM} = \frac{4}{8\text{MHz}} \rightarrow T_{CM} = 4(\mu\text{s})$$

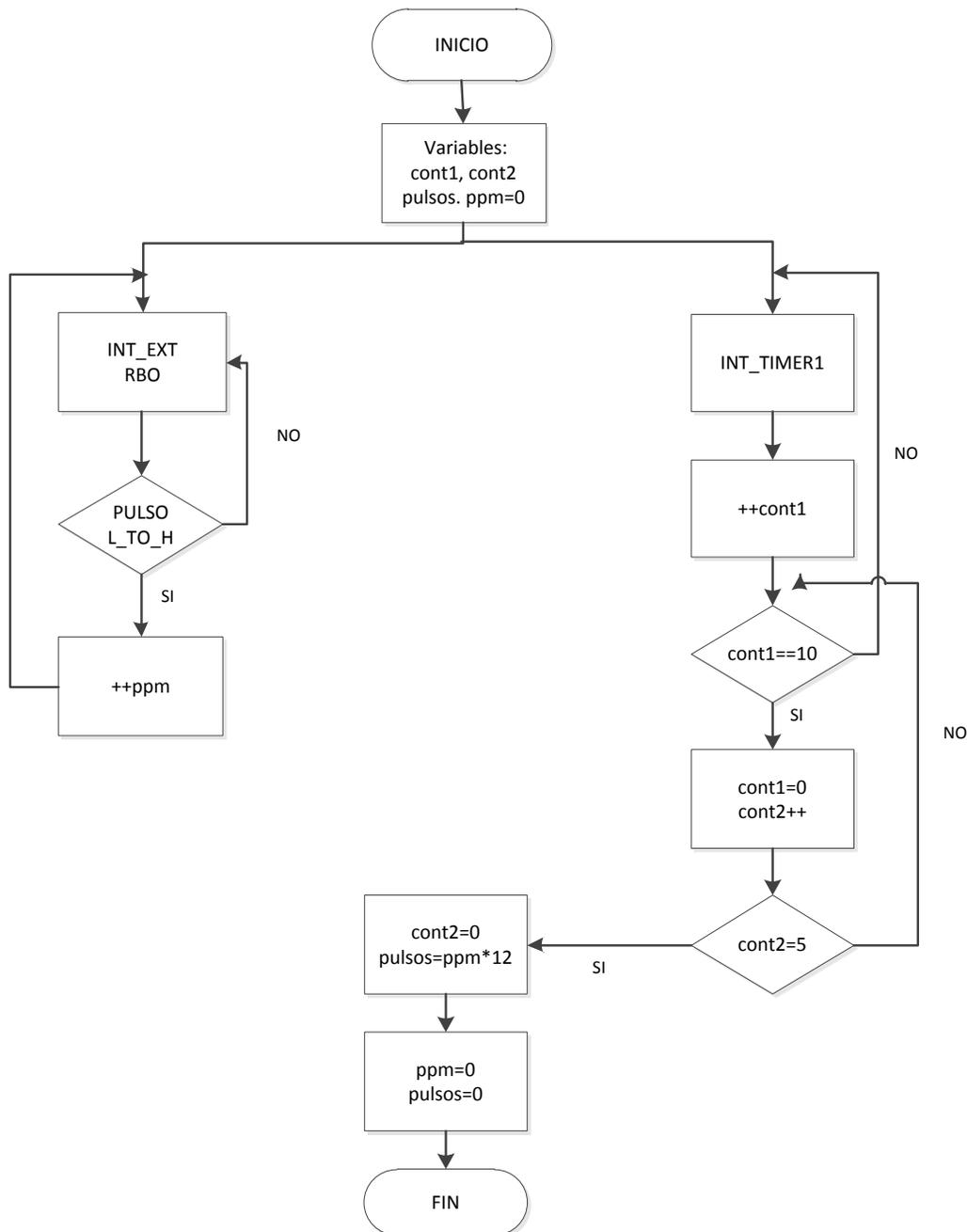
Por lo tanto, definiendo un prescaler igual a 8 tenemos:

$$T = T_{CM} * Prescaler * (65536 - Carga\ TMR1)$$

$$T = 4(\mu s) * 8 * (65536 - 40536)$$

$$T = 0.1 (seg)$$

DIAGRAMA DE FLUJO DEL ALGORITMO PARA CUANTIFICAR LA FRECUENCIA CARDIACA.



El diagrama de flujo muestra la configuración del programa. Se utilizaron dos interrupciones, la primera de ellas es la INT_EXT que se activará cada vez que haya un flanco de subida en el pulso cardiaco denotado por L_TO_H, si existe este pulso se incrementará la variable ppm.

La segunda interrupción es interna del TIMER1, el cual tiene un tiempo de 0.1 (s) al incrementar cont1=10 nos da 1 (s) completo, al obtener un segundo completo se reinicializa cont1=0, e incrementa la variable cont2, esta variable debe de llegar a 5, que son los 5 (s) en los cuales se obtienen los pulsos en flanco de subida que posteriormente se multiplicarán por 12, esto nos daría 60 (s) y por consiguiente los latidos que hay en 1 (min). Al final se reinician las variables para evitar un acarreo en la información. (Anexo #14)

Los puertos del PIC sólo pueden recibir una tensión máxima de 5(V), de lo contrario se fundiría ese puerto. Para garantizar que no se sobrepase esta tensión, después del comparador y su respectivo diodo de 12(V), se coloca un regulador de voltaje 7805. En la figura 67 se muestra su diagrama de conexión en Proteus

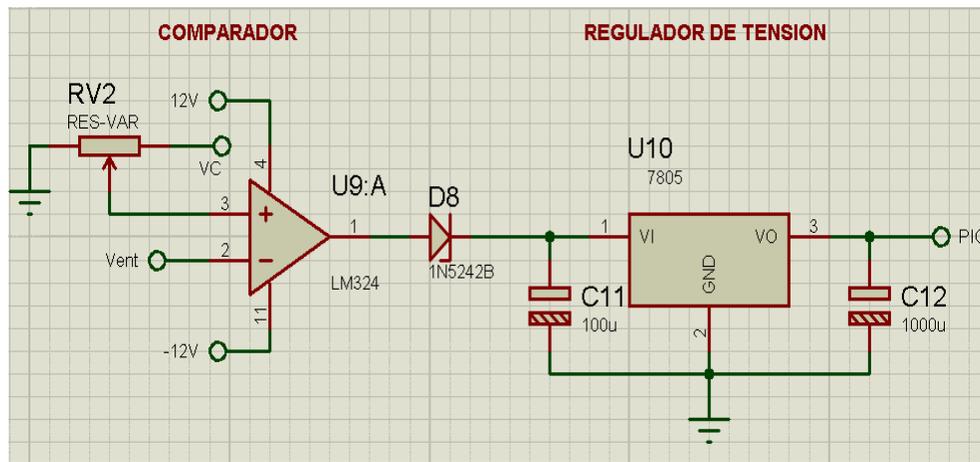


Figura 67 Conexión Regulador de Tensión

En la figura 68 se muestra en color amarillo la salida del comparador con su respectivo diodo, mientras que la señal azul es la salida del regulador de tensión, esto es

lo que el PIC recibe. Como se puede observar, existen dobles pulsos cuando está en un nivel bajo, esto provoca mediciones erróneas en el pic; es por ello que se decidió trabajar con los flancos de subida y no los flancos de bajada.

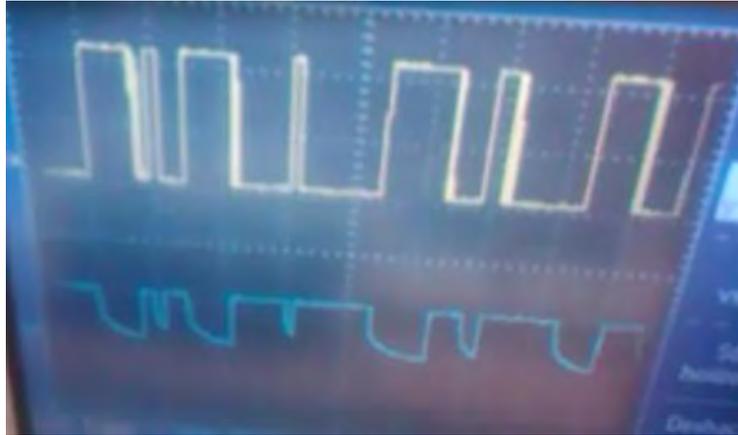


Figura 68 Regulador de tensión

Por último se muestra el diagrama en Proteus de la conexión del pic con su respectivo LCD para visualizar los pulsos por minuto de una persona, para efectos demostrativos se colocó una señal muestra a 1(Hz).

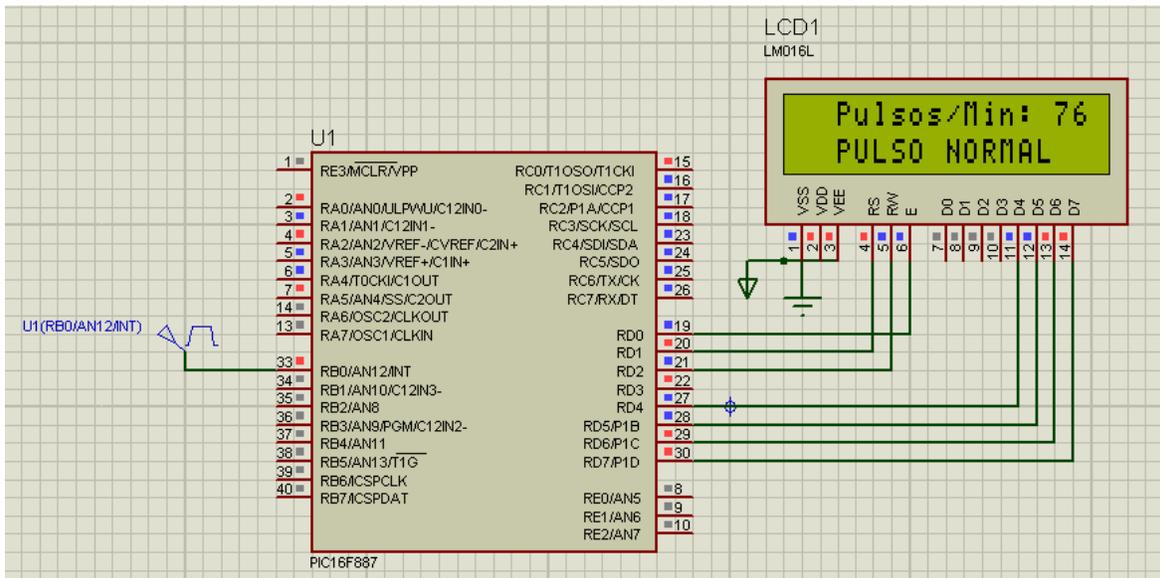


Figura 14 Simulación en Proteus

La primera parte de las pruebas se basó en encontrar las diferencias entre el estado de sueño y el estado de vigilia, para saber esto se debe de conocer la variación que existe en el voltaje. Se utilizó un multímetro digital marca ADIR para saber la diferencia de potencial. Nuestra muestra de individuos consistió en hombres y mujeres en un rango de 24 a 35 años de edad. Las condiciones de esta prueba son las siguientes:

- Medición de la temperatura del lugar donde se realizó la prueba
- Tipo de medición, si era en presencia de luz solar o luz artificial.
- Tipo de configuración que se utilizó (paralelo, en el plano o estéreo)
- Enfermedades del corazón que hacen erróneas las mediciones
- Si se presentan anemias, ya que si es el caso, el color de la sangre cambia y esto de igual manera provocaría mediciones incorrectas.
- Si la persona practica algún deporte, indica que el corazón tiene un ritmo bajo en comparación con alguien que no practica ejercicio alguno.
- El consumo de café, alcohol y de medicamentos antidepresivos, se ve reflejado en un nivel cardiaco bajo.
- El tipo de sentimientos que es ese momento se presentan, si la persona esta estresada o alegre el ritmo cardiaco aumenta, de lo contrario es un ritmo bajo.
- Si la muestra es del género femenino y se encuentra embarazada, su ritmo cardiaco es bajo

Estos datos fueron guardados en una cedula de pacientes (Anexo # 15).El primer parámetro a estudiar fue el estado de vigilia-somnolencia y posteriormente se estudió el estado de somnolencia-sueño, para ambas pruebas se conformó por una muestra de 6 personas, cuatro de ellos de sexo masculino y dos personas de sexo femenino se decidió hacer esta prueba con esta muestra debido a que los hombres sufren mayor número de accidentes automovilísticos por quedarse dormidos al volante que las mujeres. Las características de la muestra se presentan a continuación:

- La muestra A: Hombre de 30 años de edad
- La muestra B: Hombre de 32 años de edad
- La muestra C: Hombre de 27 años de edad
- La muestra D: Hombre de 29 años de edad
- La muestra E: Mujer de 32 años de edad
- La muestra F: Mujer de 31 años de edad.

A continuación se presentan los resultados obtenidos de estas pruebas mediante unas gráficas, las cuales representan, en un periodo de tiempo, las mediciones con el multimetro.

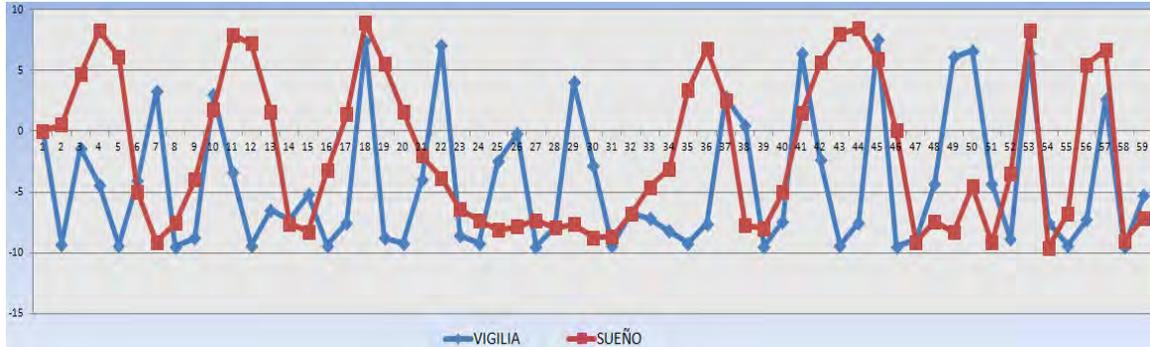


Figura 70 Muestra A

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
- No presenta enfermedades del corazón
- No realiza ejercicio
- No toma café, antidepresivos y sustancias alcohólicas.
- Pigmentación cutánea: tez morena

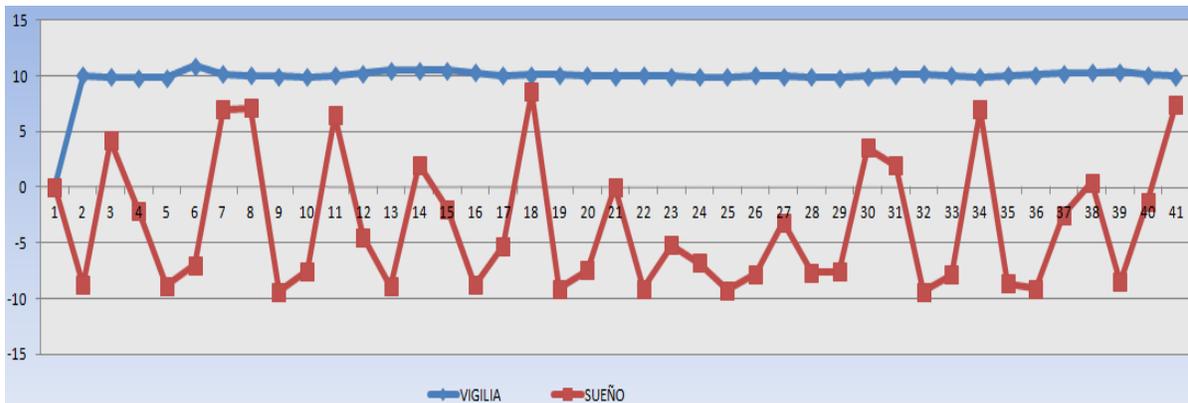


Figura 71 Muestra B

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
- No presenta enfermedades del corazón
- Realiza ejercicio
- Ingiere café, no toma antidepresivos y sustancias alcohólicas.
- Pigmentación cutánea: tez blanca

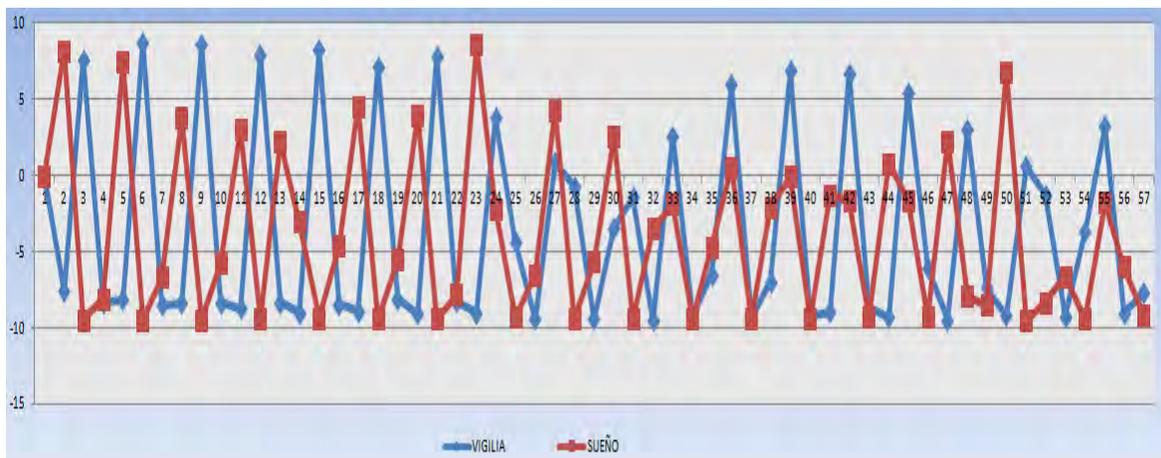


Figura 72 Muestra C

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
 - No presenta enfermedades del corazón
 - No realiza ejercicio
 - No toma café, antidepresivos y sustancias alcohólicas
- Pigmentación cutánea: tez moreno claro

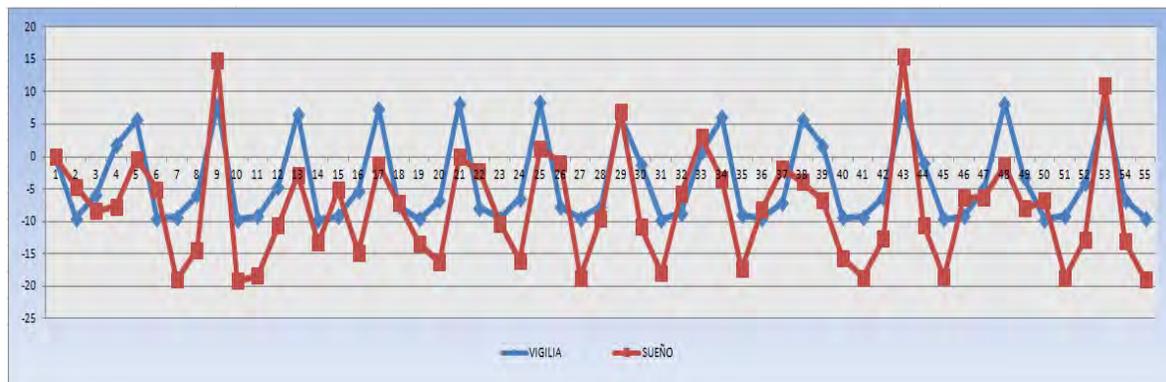


Figura 73 Muestra D

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
- Tiene asma
- No realiza ejercicio
- Ingiere café. No toma antidepresivos y sustancias alcohólicas.
- Pigmentación cutánea: tez blanca

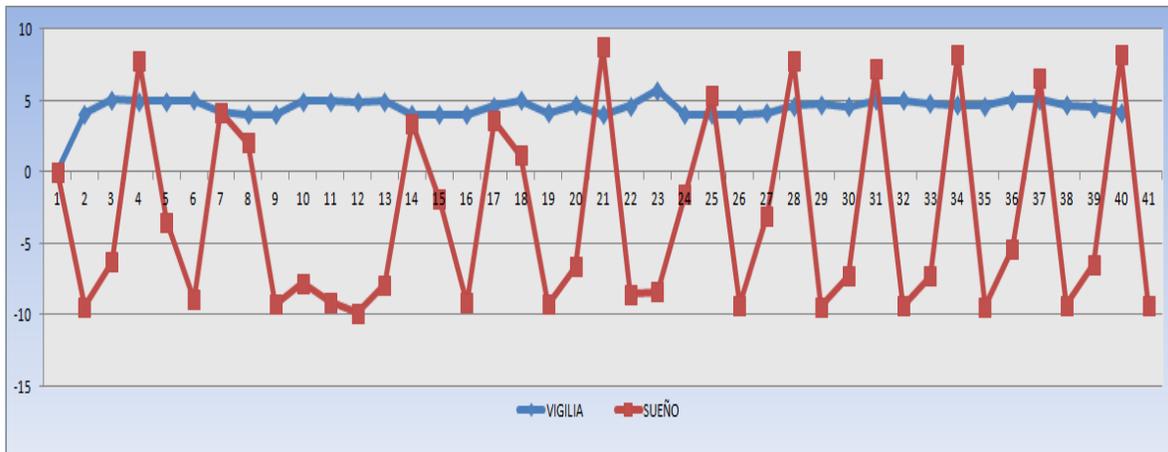


Figura 74 Muestra E

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
- No presenta enfermedades del corazón
- Realiza ejercicio
- Ingiere café. No toma antidepresivos y sustancias alcohólicas.
- Pigmentación cutánea: tez morena clara

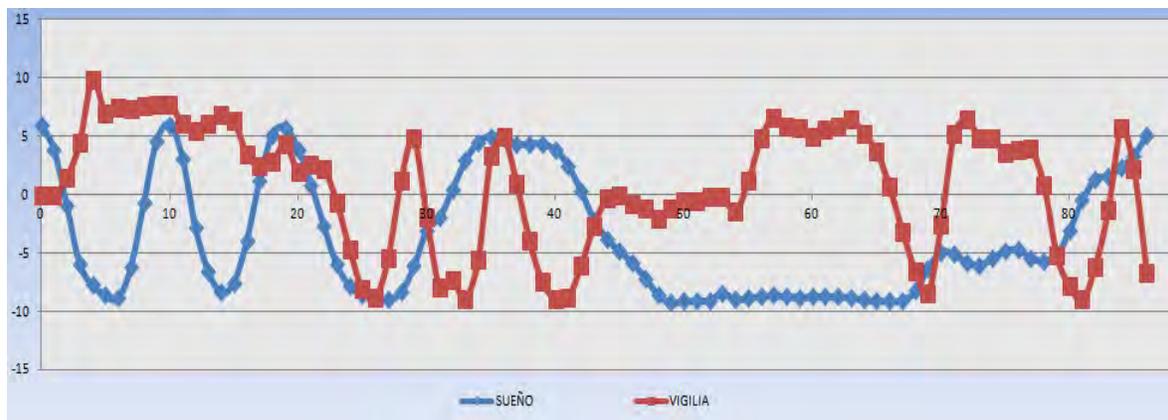


Figura 75 Muestra F

Especificaciones de la prueba

- Medición sin luz solar
- No presenta enfermedades del corazón
- No realiza ejercicio
- No toma café, antidepresivos y sustancias alcohólicas
- Pigmentación cutánea: tez blanca

FASE DE VIGILIA

Las personas que realizan ejercicio como las muestras E y B, presentan un pulso constante y sin variaciones en el estado de vigilia este se encuentra en un rango de 10 (V) para la muestra B y 5 (V) para la muestra E, ambos valores totalmente positivos.

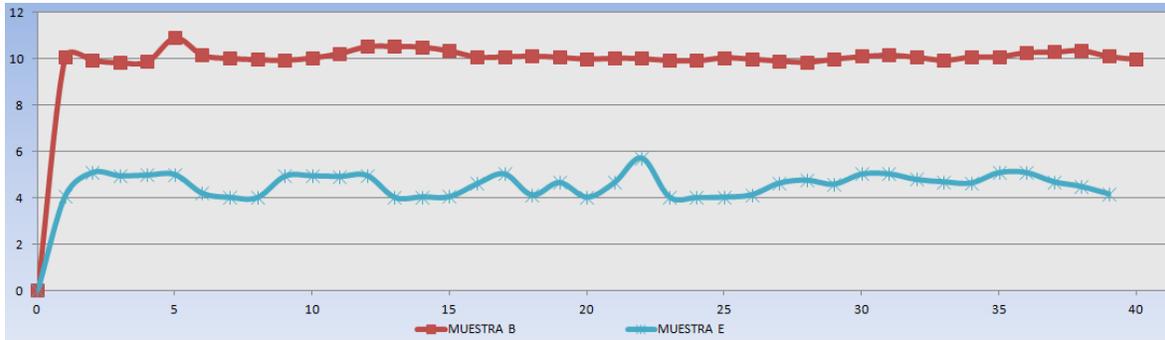


Figura 76 Muestras de personas que realizan ejercicio

Las demás muestras presentan un comportamiento variado, su amplitud está dada en un rango de 8.7 (V) a -9.7 (V)

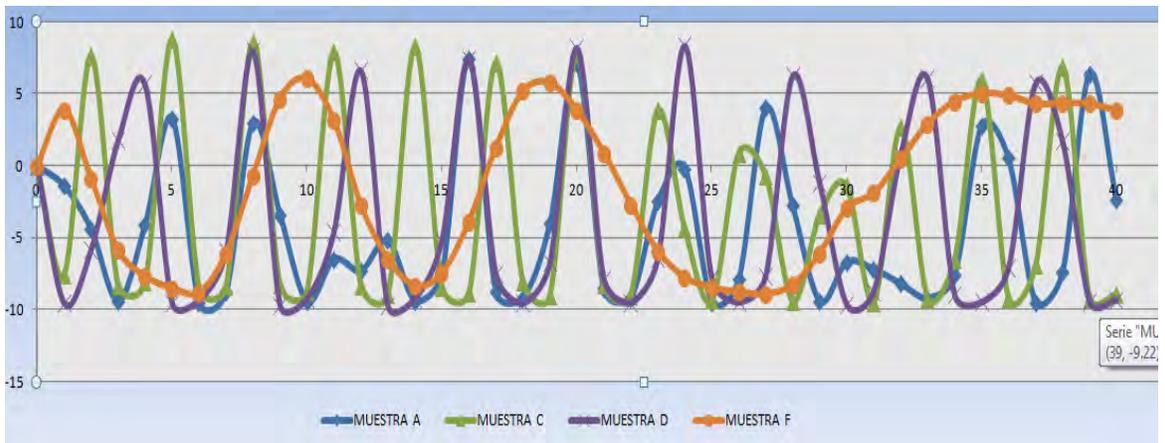


Figura 77 Señales de las muestras A, C, D, E y F

FASE DE SUEÑO

Las muestras A y F llegaron al punto de sueño profundo, esto quiere decir que una parte de la señal permanece constante en los voltajes negativos.

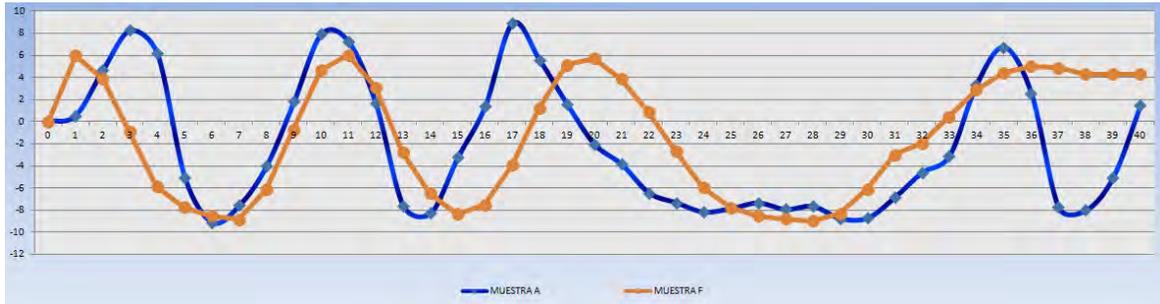


Figura 78 Sueño Profundo

Las demás señales se presentan con menor amplitud con respecto al estado de vigilia, de igual manera conforme transcurre el tiempo, las señales dejan de ser constantes, esto quiere decir que los pulsos en forma de onda sinusoidal van disminuyendo con el tiempo.

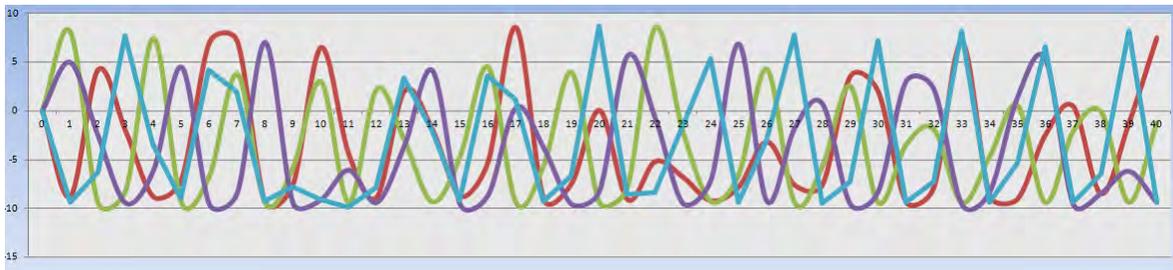


Figura 79 Fase de sueño

Las características más importantes entre la fase de sueño y de vigilia son las siguientes:

- En el estado de vigilia los pulsos tienen una amplitud mayor en un rango de 8.7 (V) a -9.7 (V), en este estado se presentan en promedio 16 pulsos.
- En el caso de la fase de sueño el tiempo es un factor importante, conforme avanza el tiempo y la persona va entrando a un estado de somnolencia-sueño la amplitud de los pulsos disminuye y, de igual manera, hay un menor número de pulsos en un intervalo de tiempo. Si se llega a la etapa

de sueño profundo como las muestras F y A, existe un tiempo en que el pulso es constante en un rango de -9.02 (V) a -9.24 (V) con 5 latidos en promedio.

Con los resultados anteriores se obtiene el umbral de trabajo para la parte del comparador en lazo abierto. Dado que se utilizó un microcontrolador PIC y este dispositivo sólo permite la utilización de voltajes positivos y mayores a 3 (V), primero se colocó un diodo haciendo un recorte en la señal y permitiendo el paso de señales con voltajes positivos. Todos los pulsos que estén por encima de los 3 (V) serán tomados como flancos en alto por el PIC, aquellos voltajes que estén por debajo de dicho valor, son considerados flancos de bajada 0 (V) y contabilizados por el microcontrolador.

VALIDACIÓN DEL SISTEMA

A continuación se presenta el sistema terminado en protobord, la pila utilizada y el chasis donde se encuentran los diodos infrarrojos y los sensores de luz.



Figura 80 Prototipo del sistema

Para llevar a cabo la validación del sistema, se utilizó una plataforma comercial llamada INFINITI, la cual mediante su software permite la visualización de diferentes señales del cuerpo humano, dependiendo que señal se desee analizar, en este caso es una señal electrocardiaca y con la colocación de un sensor y la interfaz, nos permite visualizar la señal obtenida y los pulsos cardiacos en un intervalo de tiempo.



Figura 81 Interfaz programa INFINITI y accesorios

Para esta fase de prueba se realizó con una muestra G, mujer de 24 años, no consume café ni medicamentos antidepresivos, tez de piel morena clara.



Figura 82 Convalidación del sistema

Las pruebas para validar el sistema se realizaron colocando en el dedo índice el chasis propio del sistema y en el dedo anular se colocó el sensor del hardware INFINITI, ambos sensores se colocaron en la mano izquierda, y se hizo que ambos sistemas trabajaran simultáneamente para ir observando las similitudes, variaciones de un sistema y de otro.

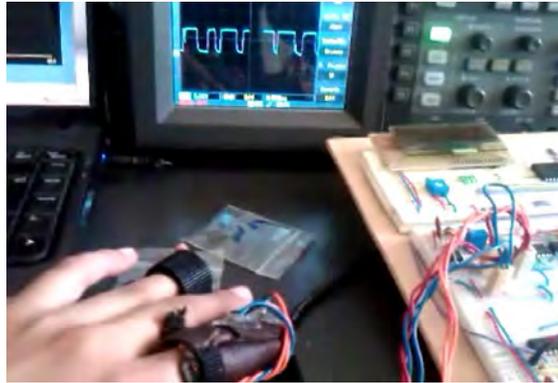


FIGURA 83 Colocación de los sensores.

ESTADO DE VIGILIA

Utilizando el osciloscopio con una amplitud de 5 (V) en la señal y un periodo de 500 (ms) se obtuvo la gráfica de la figura 80, en la cual, contando los pulsos en estado alto nos da un total de 7 pulsos en un tiempo de 5 (s). Por lo tanto en 60 (s) se tiene un total de 84 pulsos/minuto, que se visualizan en un lcd. Se hizo la convalidación de las gráficas obtenidas en INFINITI y el el osciloscopio para poder ver su similitud, en INFINITI aquellos latidos que pasen el umbral que está colocado con una línea roja, son los pulsos contabilizados.

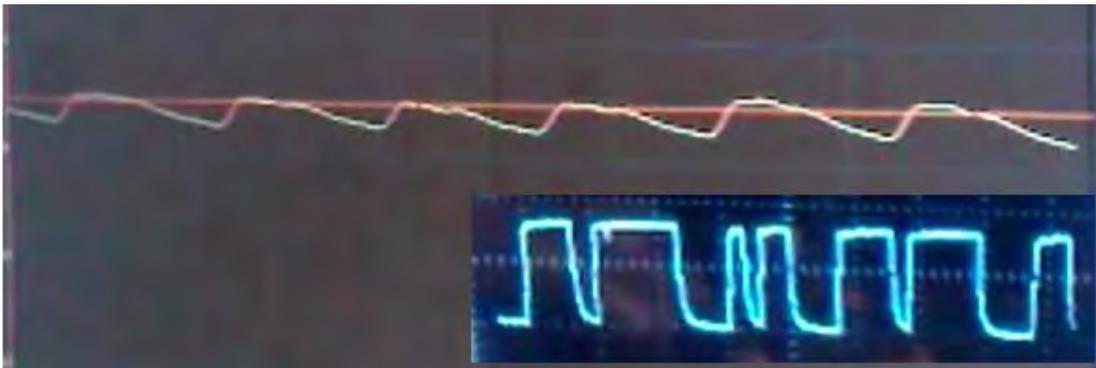


Figura 84 Estado de vigilia

- Las graficas fueron tomadas en un mismo intervalo de tiempo 5 (s)
- El umbral que se encuentra señalado con una línea roja en INFINITI se colocó en 34.6 unidades.

INFINITI: $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 88$	PIC: $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 84$	% error= 4.55 %
--	---	------------------------

ESTADO DE TAQUICARDIA

Utilizando el osciloscopio con una amplitud de 2 (V) en la señal y un periodo de 500 (ms) se obtuvo la gráfica de la figura 81, contando los pulso en estado alto nos da un total de 10 pulsos en un tiempo de 5 (s). Por lo tanto en 60 (s) se tiene un total de 120 pulsos/minuto. Para esta prueba la muestra G realizó ejercicio, durante 15 (min) fue a correr para inducir un estado de agitación. En la figura 85 se muestra el pulso obtenido en este periodo, hay más pulsos visualizados en comparación con el estado de vigilia.

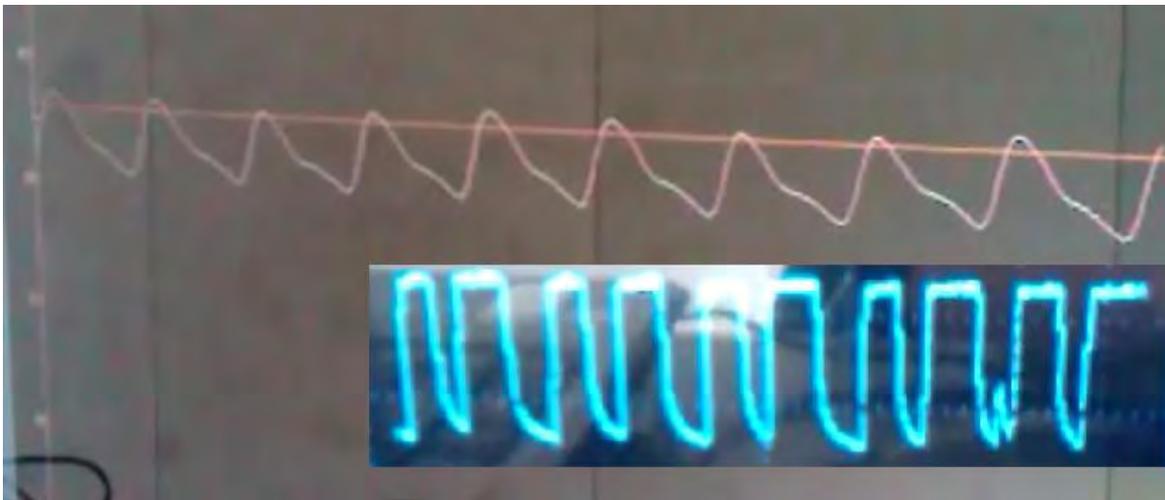


FIGURA 85 Comparación de grafica en estado de taquicardia

- Las graficas fueron tomadas en un mismo intervalo de tiempo 5 (s)
- El umbral que se encuentra señalado con una línea rojo en INFINITI se coloco en 35.9 unidades

INFINITI: $\frac{\textit{latidos}}{\textit{minuto}} = 123$	PIC: $\frac{\textit{latidos}}{\textit{minuto}} = 120$	% error= 2.44 %
---	--	------------------------

ESTADO DE SUEÑO

En esta señal se tiene un periodo de 500 (ms) en el osciloscopio, contando los pulsos en alto nos da un total de 4 pulsos en un tiempo de 5 (s). Por lo tanto en 60 (s) se tiene un total de 48 pulsos/minuto. Para esta prueba la muestra G se indujo el estado de sueño en un ambiente controlado. En la figura 86 se muestra el pulso obtenido en este periodo, sólo los pulsos con amplitud mayor a 3 (V) son tomados en cuenta, pues son los pulsos que recibe el microcontrolador como interrupción externa, haciendo una comparación con las señales de vigilia y taquicardia son menos pulsos en un mismo lapso de tiempo, y hay momentos en que la amplitud del pulso cambia.



Figura 86 Estado de sueño

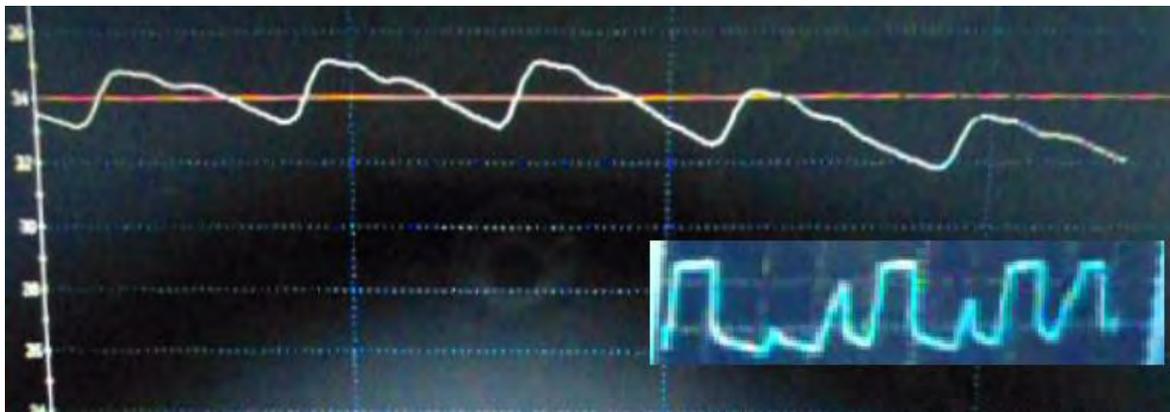


Figura 87 Comparación grafica en estado de sueño

- Las graficas fueron tomadas en un mismo intervalo de tiempo 5 (s)
- El umbral que se encuentra señalado con una línea rojo en INFINITI se colocó en 34 unidades

INFINITI: $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 51$	PIC: $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 48$	% error= 5.88 %
--	---	------------------------

Prueba del sistema en un ambiente real

Todas las pruebas anteriores fueron hechas en ambientes controlados, donde no había presencia de luz solar, vibraciones del medio y el individuo permaneció sin movimiento constante de la mano donde se encontraban los sensores. La siguiente etapa fue la colocación del sistema en un automóvil para comprobar su eficiencia, en este caso ya no se utilizó la batería portable sino la batería del carro, mediante una toma de 12 (V) que se conecta a una base de mechero de coche, la figura 88 muestra el dispositivo que alimentará el circuito de nuestro sistema.



Figura 88. Alimentación del circuito

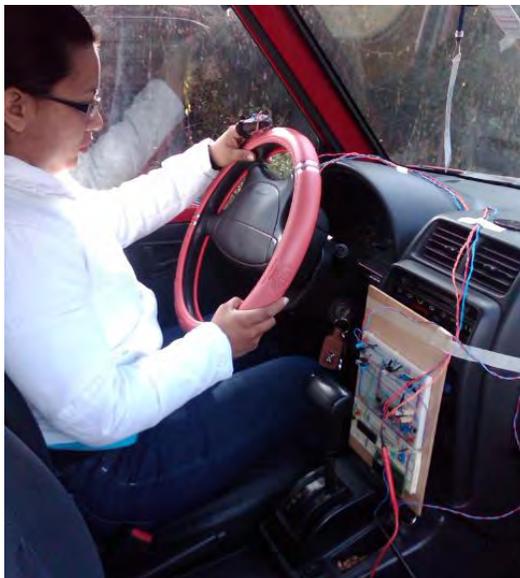


Figura 89 Sistema instalado en un automóvil.

Los resultados en la primera fase de pruebas fueron la obtención de la Identificación de los estados sueño y vigilia, para saber cuáles eran sus diferencias en un ambiente controlado.

- En el estado de vigilia los pulsos tienen una amplitud mayor en un rango de 8.7 (V) a -9.7 (V), en este estado se presentan en promedio 16 pulsos.
- En el caso de la fase de sueño el tiempo es un factor importante, conforme avanza el tiempo y la persona va entrando a un estado de somnolencia-sueño la amplitud de los pulsos disminuye y, de igual manera, hay un menor número de pulsos en un intervalo de tiempo. Si se llega a la etapa de sueño profundo como las muestras F y A (figura 78), existe un tiempo en que el pulso es constante en un rango de -9.02 (V) a -9.24 (V) con 5 latidos en promedio.

Los resultados de la segunda fase de pruebas es la validación del sistema con una plataforma comercial llamada INFINITI. A continuación se muestran las tablas de resultados en los estados de sueño, vigilia y taquicardia, así como su error en comparación con la plataforma INFINITI.

ESTADO	PLATAFORMA INFINITI	SISTEMA	ERROR
VIGILIA	<i>INFINITI:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 88$	<i>PIC:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 84$	% error= 4.55
TAQUICARDIA	<i>INFINITI:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 123$	<i>PIC:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 120$	% error= 2.44
SUEÑO	<i>INFINITI:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 51$	<i>PIC:</i> $\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}} = 48$	% error= 5.88

La última fase de resultados son los obtenidos en las pruebas realizadas con el sistema en un ambiente real.

- Al encender el automóvil el sistema empieza a funcionar, si el automóvil es apagado el sistema de igual manera se apagará.
- El chasis del sistema no impide poner las direccionales del automóvil y los cables colocados adecuadamente no estorban al conductor.
- El chasis del sistema no es afectado por la luz solar, las mediciones que va marcando nuestro visualizador se encuentran dentro de un rango de 36 a 116 ($\frac{\text{latidos}}{\text{minuto}}$), esto se debe a que el usuario se encuentra platicando, observando el ambiente en el que se envuelve, manejando, haciendo movimientos en el volante y por consiguiente la fluidez de la sangre en el cuerpo es mayor cuando se esta haciendo una actividad que al estar en un estado de reposo.
- Al vibrar el automóvil, al pasar por un tope el sistema no se apaga y sigue funcionando, por lo tanto las vibraciones no afectan los componentes electrónicos.
- Después de 15 (min) el dedo índice de la mano izquierda del usuario sufre un adormecimiento, esto es debido a que el guante limita el movimiento del dedo.
- No existe calentamiento en el sistema con el paso del tiempo, debido a la protección que cuenta con los diodos Zener.

- Se obtuvo un sistema capaz de identificar el estado de vigilia y de sueño en un conductor de automóvil en un ambiente real, mediante la frecuencia cardiaca, sensada en el dedo índice de la mano izquierda.
- El sistema cuantifica la frecuencia cardiaca y la despliega en una interfaz que el usuario puede visualizar.
- La realización de pruebas en un ambiente real, permite ver que el sistema es apto para instalarse en un automóvil, funciona e indica las variaciones de la frecuencia cardiaca.
- El sistema identifica las variaciones de la frecuencia cardiaca, ésta a su vez depende del estado físico de la persona, pero lo más importante es que detecta el cambio entre fases vigilia-sueño.
- Mediante el uso de un guante de electricista se consiguieron los elementos más importantes del chasis que son: aislar la luz del exterior, absorber la humedad del dedo y que es ajustable al dedo femenino y masculino.
- Al utilizar un guante su desventaja es que no permite mover el dedo en otras posiciones, lo cual provoca que en un lapso de tiempo el usuario sienta incomodidad y adormecimiento del dedo.
- El cuerpo humano es un sistema extraordinario, al entender cómo funciona el corazón y los elementos que permiten que el ser humano pueda respirar, se aprendió con este trabajo que cada cuerpo es diferente, al realizar un mismo proceso como el respirar se manifiesta de manera diferente, no es lo mismo la señal captada en un cuerpo que hace ejercicio, no fuma, no ingiere bebidas alcohólicas, a una señal de una persona que se encuentra estresada, consume café y lleva una vida sedentaria, obligan a que el sistema mecatrónico sea adaptable y fácil de utilizar.
- Con el uso de un guante de electricista que la parte mecánica del sistema, el uso de un procesamiento analógico y uno digital para la cuantificación de la frecuencia cardiaca y que se visualice en una interfaz que el usuario puede

observar si esta perdiendo el estado de vigilia. El conjunto de estos elementos hacen que este proyecto sea una aplicación de los conceptos de la mecatrónica.

- La utilización de potenciómetros en la etapa del comparador hace que el sistema sea ajustable a cualquier tipo de dedo, nos permite mover un umbral para no saturar al amplificador operacional, ya que cada dedo es diferente.
- Todos los componentes del sistema son de bajo costo, para la visualización de la señal se utilizó una parte digital en el acondicionamiento de la señal mediante un microcontrolador PIC, lo cual reduce el tamaño del diseño y hace que sea portátil, sin tener que utilizar software como Labview ® que obligaría a utilizar una computadora para su visualización y limitando a que los usuarios adquieran dicho programa.
- Con el uso de la batería del automóvil para alimentar al sistema, se evita colocar un elemento más que ocuparía un lugar innecesario en la instalación, hay un ahorro pues no utiliza pilas, si el automóvil esta encendido el sistema funciona de lo contrario se encuentra apagado.

- Se propone la elaboración de la placa fenólica permitiendo así que ocupe un menor espacio. La placa propuesta mide 10x15 (cm) y se muestra a continuación:

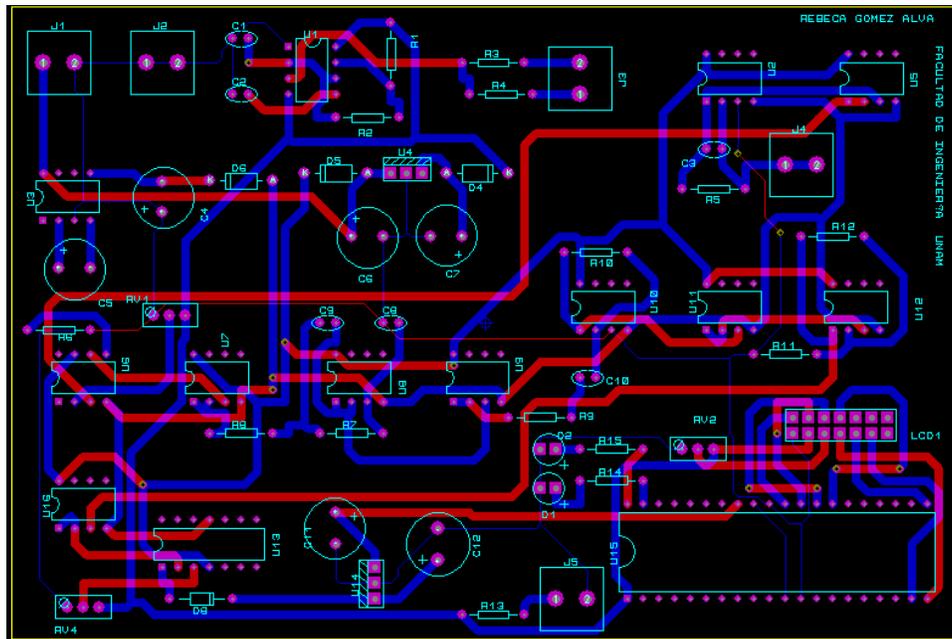


Figura 90 Placa fenólica del sistema.

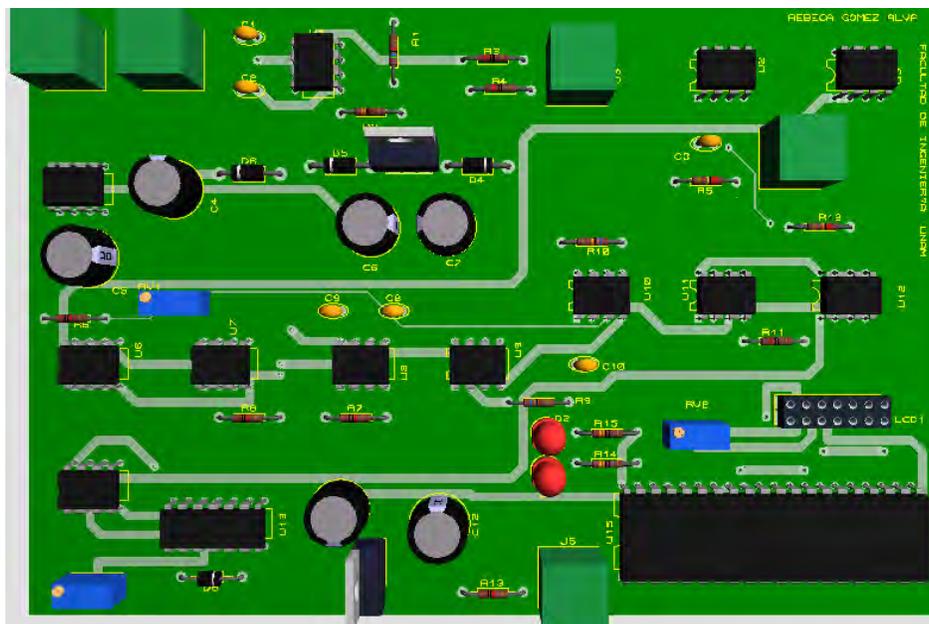


Figura 91 Placa fenólica 10X15 cm.

- Para evitar que haya un rango amplio de pulsaciones en un ambiente no controlado lo que se recomienda es hacer un muestreo en la parte de programación del microcontrolador; esto es que se tomen 5 a 8 muestras en determinado tiempo y posteriormente hacer un promedio que se desplegará en el visualizador. No existe problema en el sistema si la persona va conduciendo en un estado de relajación, sin hablar y sin que haya cambios que afecten su estado de ánimo. En este ejemplo el visualizador maneja un rango de 60 a 84 (pulsos/minuto), de lo contrario en un tiempo de 2 minutos aproximadamente se tiene un intervalo de 36 a 116 (pulsos/minuto)
- El sistema sensa el cambio entre el estado vigilia-sueño, este cambio se visualiza en un lcd, sin embargo se recomienda la utilización de una alarma que indique que se está entrando al estado de sueño, esto se puede hacer en la parte de programación.
- Este sistema fue diseñado para personas que no tengan algún problema cardiaco y que al usarse no se haya consumido alguna sustancia tóxica como drogas o alcohol. La siguiente fase es tomar una muestra incluyendo estos factores para aumentar la eficiencia del sistema.
- Debido a que el chasis después de cierto tiempo adormece el dedo, se necesitará buscar algún otro material que permita el movimiento del dedo y que a su vez aisle la luz exterior del sistema, absorba la humedad del dedo y que sea adaptable al dedo masculino como al dedo femenino.
- En la instalación en el automóvil se recomienda colocar los cables de alimentación y del chasis en lugares donde no estorben y que a su vez haga que se vea estético el dispositivo.

BIBLIOGRAFÍA

- [3] M. Raich rosa. Dolores de la Calzada M. *El sueño y sus trastornos*. Editorial Martínez Roca. Barcelona. 1992. pp.14-15.
- [4] Horacio E. Cingolani, B.Albert Houssay. *Fisiología Humana de Hossay*. 7ª Edición 2000. Editorial El Ateneo. pp 1041-1045.
- [5] J. Gerring Richard, G. Zimbardo Philip. *Psicología y vida*. 17ª Edición. Editorial Pearson Educación. pp 151
- [6] M. Raich Rosa. Dolores de la Calzada M. *El sueño y sus trastornos*. Editorial Martínez Roca. Barcelona. 1992. pp. 19
- [7] Pocock Gillian, D. Richards Christopher. *Fisiología Humana. La base de la medicina*. 2ª Edición 2005. Editorial Masson. pp 203.
- [8] Berne M. Robert, Levy Md Mattew. *Fisiología*, 3ª Edición, Editorial Elsevier. España. 2006. pp 142-146.
- [9] M. Raich Rosa. Dolores de la Calzada M. *El sueño y sus trastornos*. Editorial Martínez Roca. Barcelona. 1992. pp. 13- 21
- [10] Walsh Sean. King Emma. *Diagnóstico por el pulso. Una guía clínica* Editorial Elsevier España, 2010, pp 180.
- [11] Jiménez Gutiérrez Alfonso. *Entrenamiento personal. Bases, fundamentos y aplicaciones*. 2ª Edición, España, 2007. pp 227-228
- [12] M. Nicolás José. Ruiz Javier. Jiménez Xavier. Net Álvaro. *Enfermo Crítico y Emergencias*. pp. 49.
- [13] Daneri Gustavo. *Electromedicina. Equipos de Diagnostico y cuidados intensivos*. 1ª Edición, Editorial Hispano Americana HASA. Buenos Aires Argentina. 2007 pp.159

- [14] A. Dameri Pablo. *Electromedicina. Equipo de diagnóstico y cuidados intensivos.* pp 48-49
- [18] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. pp. 1
- [19] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. pp. 2
- [20] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. pp. 5
- [21] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. pp. 3
- [22] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. pp. 279
- [23] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. Pp 11
- [24] R. Mattews Michael, *Time for Science Education*, New York Plenum Publishers. Pp 89.
- [25] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. Pp 17
- [26] Lüderitz Berndt, M D, *History of the Disorders of Cardiac Rhythm*, 3^a Edición , New York. Futura Publishing Company Inc, 1995. Pp 20
- [27] Carvajal Cantillo, Ma Enna. *Tesis: Diseño de un medidor de frecuencia cardiaca.* Universidad Nacional Autónoma de México. México 1988
- [28] Díaz Martínez José. *Tesis: Análisis visual de la frecuencia cardiaca durante el ciclo vigilia sueño de estudiantes universitarios jóvenes.* Universidad Nacional Autónoma de México. 2002

- [29] Osorio Preciado, Oscar Ricardo. *Tesis: Diseño y construcción de un detectro ultrasonico de latidos fetales y registro de frecuencia cardiaca*. Universidad Nacional Autónoma de México. 1993
- [30] Saavedra Román, José Guillermo. *Tesis: Desarrollo de un sistema duplicador de pulso cardiaco para evaluación de bioprótesis cardiacas elaboradas en el Instituto Nacional de Cardiología*. Universidad Nacional Autónoma de México. 2006
- [31] Ochoa Gutierrez Víctor. *Tesis: Oxímetro portatil controlado por un PDA*. Instituto Politecnico Nacional. 2009
- [32] Peña Gómez Mariano. *Tesis: Calculo de la frecuencia cardiaca a partir de un pulso*. Universidad Autónoma Metropolitana. 1994
- [33] Pimentel Aguilar Ana Bertha, Rodriguez Vera Noe Ricardo. *Tesis: Implementación de un monitor portatil para la evaluar la variabilidad de la frecuencia cardiaca fetal*. Universidad Autónoma Metropolitana 1994
- [34] Aquino Giallatini Miguel. *Tesis: Filtro Digital programable de respuesta a impulso finita de fase lineal para procesamiento de señales biomedicas en tiempo real*. Universidad Autónoma Metropolitana 1984
- [35] Alcantara Castro Francisco. *Tesis: Variabilidad de la frecuencia cardiaca*. Universidad Autónoma Metropolitana 1998
- [36] Yañez Suarez Oscar. *Desarrollo de un monitor autonomo de variabilidad de la frecuencia cardiaca basado en un microcontrolador PIC*. Universidad Autónoma Metropolitana 2004
- [37] Mendoza Hernández Heriberto, Rojas Corrales Juan. *Monitor de pulsos cardiaco*. Universidad Autónoma Metropolitana. 2005
- [38] Miguel Hernandez Patricia. *Sistema de monitoreo de frecuencia cardiaca en Matla*. Universidad Autónoma Metropolitana. 2001

- [39] Xin Zhu, Wenxi Chen, Tetsu Nemoto, Yumi Kanemitsu, Ken-ichi Yamakoshi, *Real-Time Monitoring of Respiration Rhythm and Pulse Rate During Sleep*, 2006.
- [40] Kenji IKEDA, Yuichi KUSAKA. *Improvement of photo-electric plethysmograph applying newly developed opto-electronic devices*. 1999.
- [41] A. Sieber , X. Yong, A. L'Abbate y R. Bedini. *Cardiac Sentinel: a smart GSM based embedded solution for continuous remote monitoring of cardiac patients_2005*
- [42] Rasmus G. Haahr, Sune Duun, Karen Birkelund, Palle Raahauge, Peter Petersen, Henrik Dam, Lars Nørgaard, and Erik V. Thomsen. *A Novel Photodiode for Reflectance Pulse Oximetry in low-power applications*. 2007
- [43] Y. Ono, Q. Liu, M. Kobayashi, C.-K. Jen, A. Blouin. *A Piezoelectric Membrane Sensor for Biomedical Monitoring*
- [44] Ante Fiantii, Miroslav Gaban. *Two methods for determination of diastolic and systolic pressures in fingers*. 1995
- [45] N. Noury , A Dittmar , C. Corroy, R. Baghai, J.L. Weber, D. Blanc, F. Klefstat, A. Blinowska, S. Vaysse, B. Comet. *_VTAMN - A Smart Clothe for Ambulatory Remote Monitoring of Physiological Parameters and Activity*. 2004
- [46]] Toshiyuki Matsuda, Masaaki Makikawa. *ECG Monitoring of a Car Driver Using Capacitively-Coupled Electrodes*. 2008
- [47] K. W. Goh, J. Lavanya, Y. Kim, E. K. Tan , C. B. Soh. *A pda-based ECG beat detection for home cardiac care*. 2005
- [48] Crouse H. William. *Mecánica del Automóvil I*. 3ª Edición. Mc Graw Hill. España, 1993. pp 361
- [49] A. Skoog Douglas, James Holler F., K. Crouch Stanley. *Principios de analisis instrumental*. 6ª Edición, Cengage Learning, 2008 pp 114-116

[50] Coughlin F. Robert, Driscoll F. Frederick. *Amplificadores operacionales y circuitos integrados*. 5ª Edición. Editorial Prentice Hall. México 1999. pp.290-293

[51] Arnua Vives Antonio. Jiménez Jiménez Yolanda. Sogorb Devesa Tomás. *Sistemas Electronicos de Comunicaciones I*. Servicios de publicaciones. 2000 pp.254

MESOGRAFÍA

[1] <http://dgaf.sct.gob.mx/index.php?id=526> Comparativo entre los diferentes tipos de transporte. Estadística Básica 2007

[2] http://www.cenapra.salud.gob.mx/CENAPRA_2010/estadisticas/Perfil_Nacional_2008.pdf. Estadística Básica 2008.

[15] <http://www.sleepfoundation.org/article/en-espa%C3%B1ol/folleto-sobre-manejar-cansado-para-el-p%C3%ABlico-en-general>.

[16] http://www.cenapra.salud.gob.mx/CENAPRA_2010/estadisticas/Perfil_Nacional_2008.pdf

[17] <http://www.sleepfoundation.org/article/en-espa%C3%B1ol/folleto-sobre-manejar-cansado-para-el-p%C3%ABlico-en-general>.

[52] <http://ergonomia-y-cibernetica.wikispaces.com/file/view/Antropometria+y+Ergonomia.pdf>

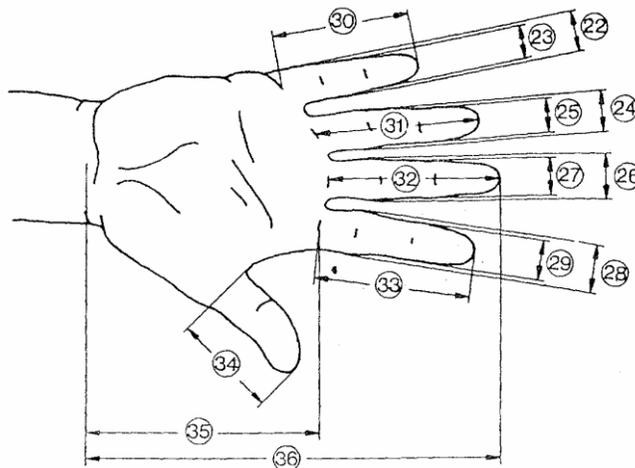
[53] http://www.state.nj.us/mvc/pdf/Manuals/Chapter3_esp.pdf

ANEXO # 2

Características antropométricas de la mano

Se define como antropometría a la ciencia de la determinación y aplicación de las medidas del cuerpo humano. Las medidas del cuerpo humano tanto en reposo como en movimiento están determinadas por la longitud de sus huesos, el espesor de las capas musculares y de los tejidos, y de la forma y mecánica de las articulaciones. Las dimensiones y proporciones del cuerpo son muy diferentes de una persona a otra. En las siguientes figuras se dan tablas con las principales medidas de la mano según la Norma DIN 33.402 segunda parte. (Normas alemanas Deutsches Institut für Normung). Se mencionan estas normas como una referencia común para el diseño del sistema.

Estas tienen las medidas aritméticas como también los valores límites, (superior e inferior). Dichos valores límite han sido establecidos de manera tal que solo el 5% de las personas sometidas a estudio evidencian valores mayores al límite superior y otro 5% acusan valores menores al límite inferior [52].



Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
22 Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
23 Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
24 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
25 Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
26 Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
27 Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
28 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
29 Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
30 Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
31 Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
32 Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
33 Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
34 Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
35 Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8
36 Largo total de la mano	17,0	18,6	20,1	15,9	17,4	19,0

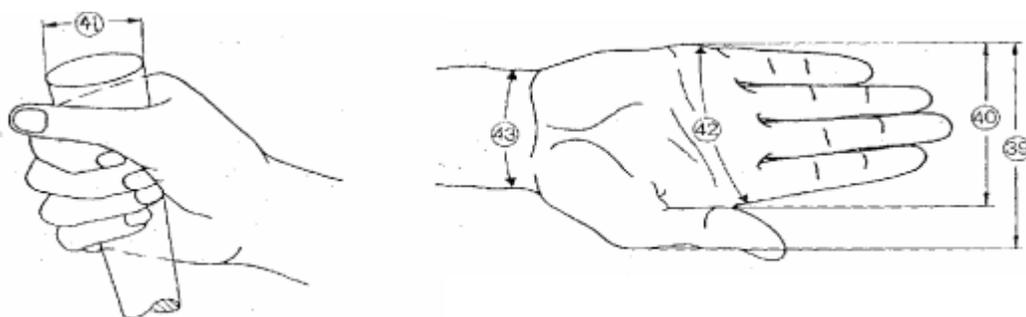
Figura 88 Medidas respectivamente en la articulación (Norma DIN 33 402. 2º parte)

Las dimensiones de las manos tienen una gran importancia para el diseño de dispositivos de mando herramienta.



Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
37 Ancho del dedo pulgar	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
38 Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Figura 89 Medidas de la articulación (Norma DIN 33 402. 2º parte)



Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	9,8	10,7	11,6	8,2	9,2	10,1
40 Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	7,8	8,5	9,3	7,2	8,0	8,5
41 Diámetro de agarre de la mano*	11,9	13,8	15,4	10,8	13,0	15,7
42 Perímetro de la mano	19,5	21,0	22,9	17,6	19,2	20,7
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	16,1	17,6	18,9	14,6	16,0	17,7

* Las medidas corresponden al anillo descrito por los dedos pulgar e índice

Figura 90 Medidas de la mano (Norma DIN 33 402. 2º parte)

POSICION DE LAS MANOS AL CONDUCIR

Es importante que el automovilista sujete bien el volante al conducir. Para manejar en general, el automovilista debe sujetar el volante por el borde exterior en las posiciones de las 9 y las 3 del reloj, manteniendo el dedo pulgar sobre la parte delantera del volante. Sujetar el volante de la manera descrita disminuye el riesgo de lesionarse la mano, la muñeca o el brazo si se infla la bolsa de aire. El automovilista nunca debe virar el volante sujetándolo por el interior del borde, con la mano hacia adentro, debe sujetar el volante con firmeza pero sin apretarlo demasiado, de la manera más estable posible a medida que aumenta la velocidad del vehículo. Debe conservar ambas manos sobre el volante en todo momento, excepto cuando cambie de velocidades o para hacer señales. [53]

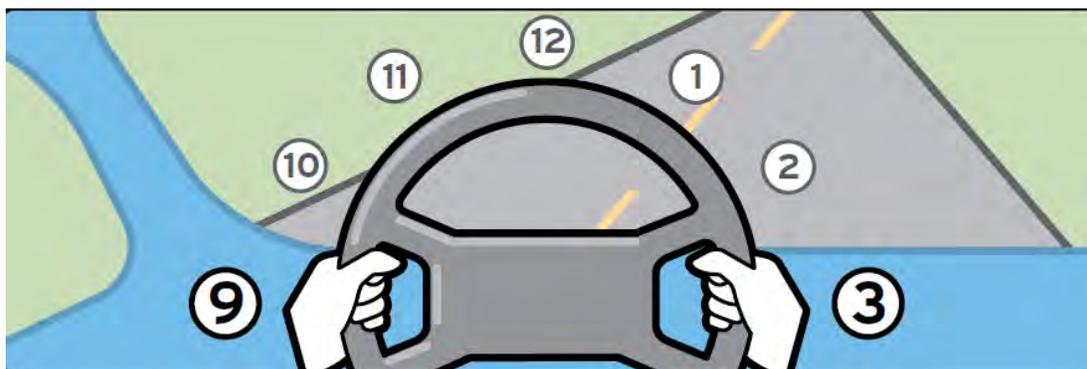


Figura 91 Posición de las manos al conducir un automóvil.

ANEXO #3

Data pack 1

Issue March 1997 222-3816

RS Data Sheet

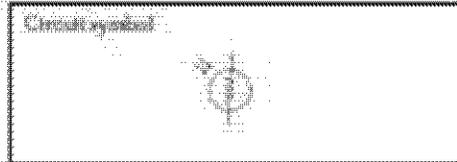
Light dependent resistors

NORP12 RS stock number 651-507
NSL19-M51 RS stock number 596-141

Two monocrystalline silicon (MOS) photoconductive cells with spectral responses similar to that of the human eye. The cell resistance falls with increasing light intensity. Applications include motion detectors, automatic lighting control, touch counting and tripwire alarm systems.

Circle to source illuminations

Light source	Illumination (Lux)
Midnight	0.1
100W incandescent	50
100W MS incandescent	100
Fluorescent lighting	500
Daylight	10,000



Light memory characteristics

Light dependent resistors have a particular property in that they remember the lighting conditions in which they have been stored. This memory effect may be measured by storing the LDR in light prior to use. Light which was in dynamic equilibrium prior to reach steady resistance values.

NORP12 (RS stock no. 651-507)

Maximum maximum rating	
Voltage across device	30V
Current	10mA
Power dissipation at 25°C	300mW
Operating temperature range	-20°C to +70°C

Electrical characteristics

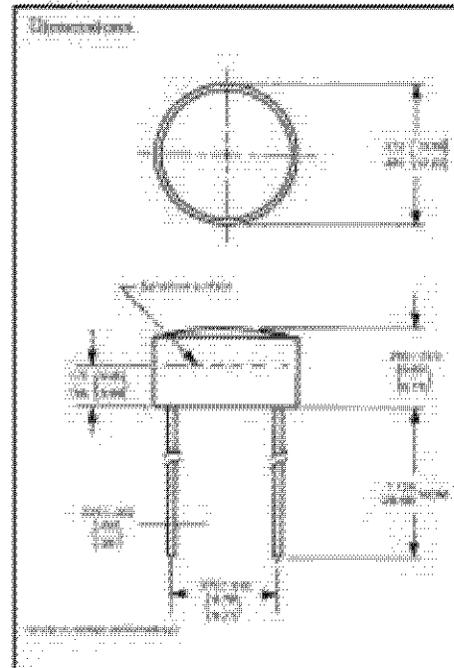
$T_a = 25^\circ\text{C}$ 200mW tungsten light source

Parameter	Condition	Min.	Typ.	Max.	Units
Cell resistance	100 lux 10 lux		400 30		Ω k Ω
Dark resistance		1.0			M Ω
Dark resistance			50		μA
Dark time 1	100 lux 10 lux		50 10		ms ms
Dark time 2	100 lux 10 lux		60 100		ms ms

- Circle to 1.000 V.
- To 10 V V.
- Photo cell resistance under given illumination.

Features

- Wide spectral response.
- Low cost.
- Wide ambient temperature range.



ANEXO # 4



Technical Data Sheet

5mm Phototransistor T-1 3/4

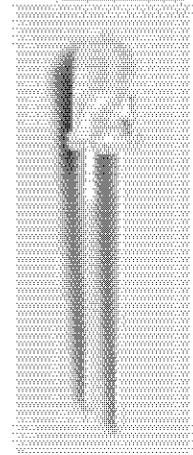
Features:

- Fast response time
- High photo sensitivity
- Pb free

Descriptions:

- PT331C is a high speed and high sensitive silicon NPN epitaxial planar phototransistor in a standard SOD package. Due to its water clear epoxy the device is sensitive to visible and near infrared radiation.

PT331C



Applications:

- Infrared applied system
- Floppy disk drive
- Optoelectronic switch

Device Selection Guide

LED Part No.	Chip Material	Lens Color
	PT	

ANEXO #5



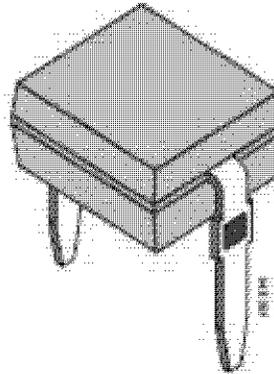
BPW34

Vishay Semiconductors

Silicon PIN Photodiode

Description

The BPW34 is a high speed and high sensitive PIN photodiode in a miniature flat plastic package. Its top view construction makes it ideal as a low cost replacement of TO-5 devices in many applications. Due to its waterclear epoxy the device is sensitive to visible and infrared radiation. The large active area combined with a flat case gives a high sensitivity at a wide viewing angle.



Features

- Large radiant sensitive area ($A=7.5 \text{ mm}^2$)
- Wide angle of half sensitivity $\theta = \pm 65^\circ$
- High photo sensitivity
- Fast response times
- Small junction capacitance
- Suitable for visible and near infrared radiation

Applications

High speed photo detector

Absolute Maximum Ratings

$T_{\text{amb}} = 25^\circ\text{C}$

Parameter	Test Conditions	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	60	V
Power Dissipation	$T_{\text{amb}} = 25^\circ\text{C}$	P_V	215	mW
Junction Temperature		T_J	100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	-55...+100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t = 3 \text{ s}$	T_{sol}	260	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{\theta \text{JA}}$	350	K/W

ANEXO #6



ICL7662

Data Sheet

April 1999

File Number 3181.3

CMOS Voltage Converter

The Intersil ICL7662 is a monolithic high-voltage CMOS power supply circuit which offers unique performance advantages over previously available devices. The ICL7662 performs supply voltage conversion from positive to negative for an input range of +4.5V to +20.0V, resulting in complementary output voltages of -4.5V to -20V. Only 2 noncritical external capacitors are needed for the charge pump and charge reservoir functions. The ICL7662 can also function as a voltage doubler, and will generate output voltages up to +38.5V with a +20V input.

Contained on-chip are a series DC power supply regulator, RC oscillator, voltage level translator, four output power MOS switches. A unique logic element senses the most negative voltage in the device and ensures that the output N-Channel switch source-substrate junctions are not forward biased. This ensures latchup-free operation.

The oscillator, when unloaded, oscillates at a nominal frequency of 100kHz for an input supply voltage of 15.0V. This frequency can be lowered by the addition of an external capacitor to the "OSC" terminal, or the oscillator may be overridden by an external clock.

The "LV" terminal may be tied to GND/ND to bypass the internal series regulator and improve low voltage (LV) operation. At medium to high voltages (+10V to +20V), the LV pin is left floating to prevent device latchup.

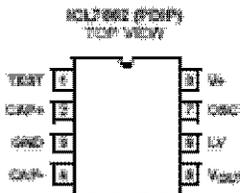
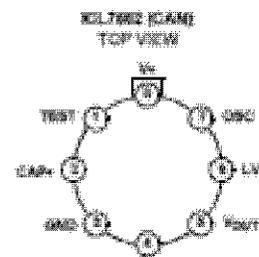
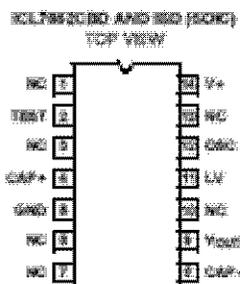
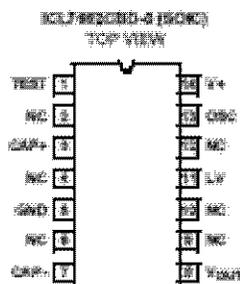
Features

- No External Diode Needed Over Entire Temperature Range
- Pin Compatible With ICL7660
- Simple Conversion of +15V Supply to -15V Supply
- Simple Voltage Multiplication ($V_{out} = (-1) \times V_{in}$)
- 99.0% Typical Open Circuit Voltage Conversion Efficiency
- 98% Typical Power Efficiency
- Wide Operating Voltage Range 4.5V to 20.0V
- Easy to Use - Requires Only 2 External Non-Critical Passive Components

Applications

- On Board Negative Supply for Dynamic RAMs
- Localized μ Processor (8080 Type) Negative Supplies
- Inexpensive Negative Supplies
- Data Acquisition Systems
- Up to -20V for Op Amps

Pinouts



ANEXO #7

**MOTOROLA
SEMICONDUCTOR
TECHNICAL DATA**

**1–1.3 Watt DO-41 Glass
Zener Voltage Regulator Diodes
GENERAL DATA APPLICABLE TO ALL SERIES IN
THIS GROUP**

**One Watt Hermetically Sealed Glass
Silicon Zener Diodes**

Specification Features:

- Complete Voltage Range — 3.3 to 655 volts
- DO-41 Package
- Double Slug Type Construction
- Metallurgically Sealed Construction
- Gold Plated Die

Mechanical Characteristics:

CASE: Double slug type, hermetically sealed glass

MAXIMUM LEAD TEMPERATURE FOR SOLDERING PURPOSES: 230°C, 1/16" from case for 10 seconds

FINISH: All external surfaces are corrosion resistant with readily solderable leads

POLARITY: Cathode indicated by color band. When operated in zener mode, cathode will be positive with respect to anode

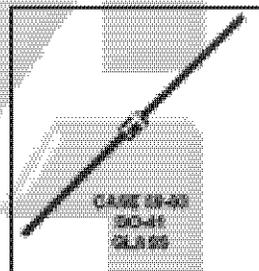
MOUNTING POSITION: Any

WAFER FAB LOCATION: Phoenix, Arizona

ASSEMBLY/TEST LOCATION: Seoul, Korea

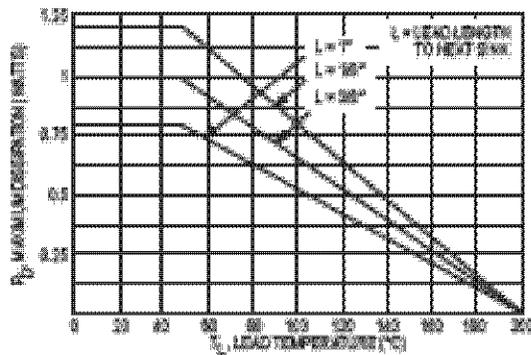
**1N4728A
SERIES
1–1.3 WATT
DO-41 GLASS**

**1 WATT
ZENER REGULATOR
DIODES
3.3–150 VOLTS**



MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
DC Power Dissipation @ T _a = 50°C Densities above 50°C	P _D	1 0.67	Watt mW/°C
Operating and Storage Junction Temperature Range	T _j , T _{stg}	-65 to +200	°C



ANEXO #8



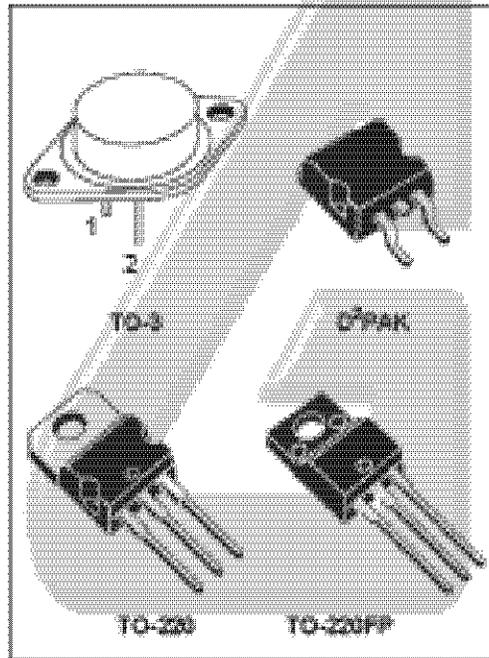
L7800
SERIES

POSITIVE VOLTAGE REGULATORS

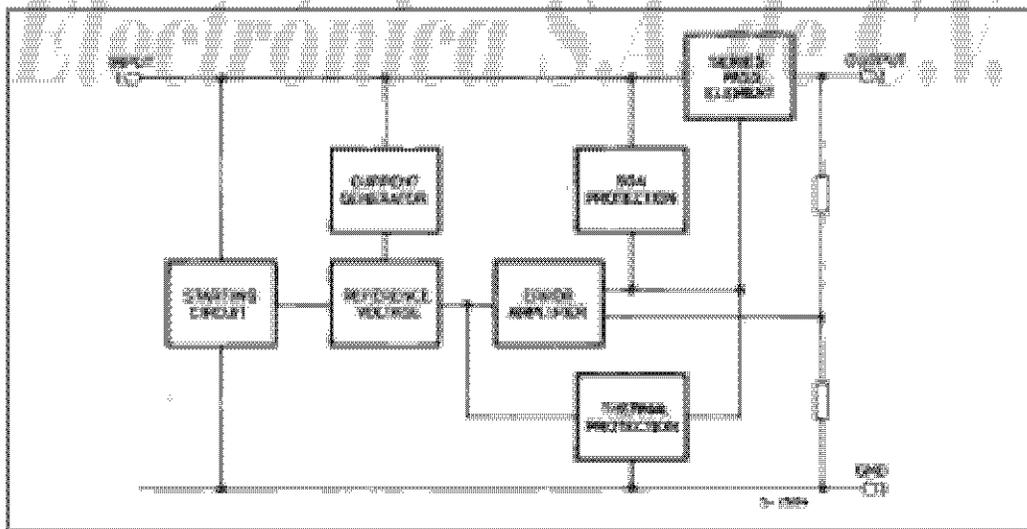
- OUTPUT CURRENT UP TO 1.5 A
- OUTPUT VOLTAGES OF 5, 5.2, 6, 6.3, 8.5, 9, 12, 15, 18, 24V
- THERMAL OVERLOAD PROTECTION
- SHORT CIRCUIT PROTECTION
- OUTPUT TRANSIENT SOA PROTECTION

DESCRIPTION

The L7800 series of three-terminal positive regulators is available in TO-220, TO-220FP, TO-3 and D²PAK packages and several fixed output voltages, making it useful in a wide range of applications. These regulators can provide local on-card regulation, eliminating the distribution problems associated with single point regulation. Each type employs internal current limiting, thermal shut-down and safe area protection, making it essentially indestructible. If adequate heat sinking is provided, they can deliver over 1A output current. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.



BLOCK DIAGRAM



ANEXO #9



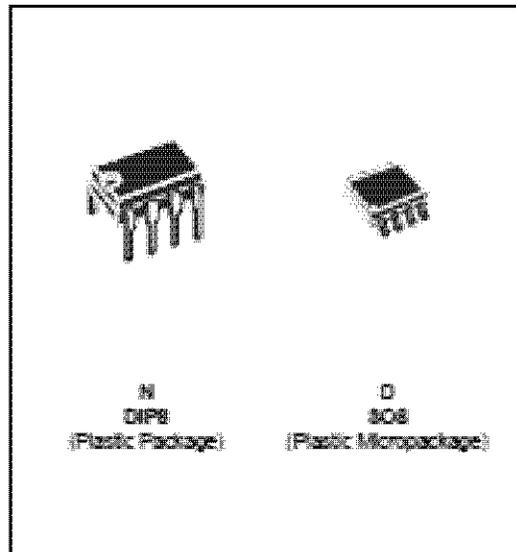
NE555
SA555 - SE555

GENERAL PURPOSE SINGLE BIPOLAR TIMERS

- LOW TURN OFF TIME
- MAXIMUM OPERATING FREQUENCY GREATER THAN 500kHz
- TIMING FROM MICROSECONDS TO HOURS
- OPERATES IN BOTH ASTABLE AND MONOSTABLE MODES
- HIGH OUTPUT CURRENT CAN SOURCE OR SINK 200mA
- ADJUSTABLE DUTY CYCLE
- TTL COMPATIBLE
- TEMPERATURE STABILITY OF 0.005% PER°C

DESCRIPTION

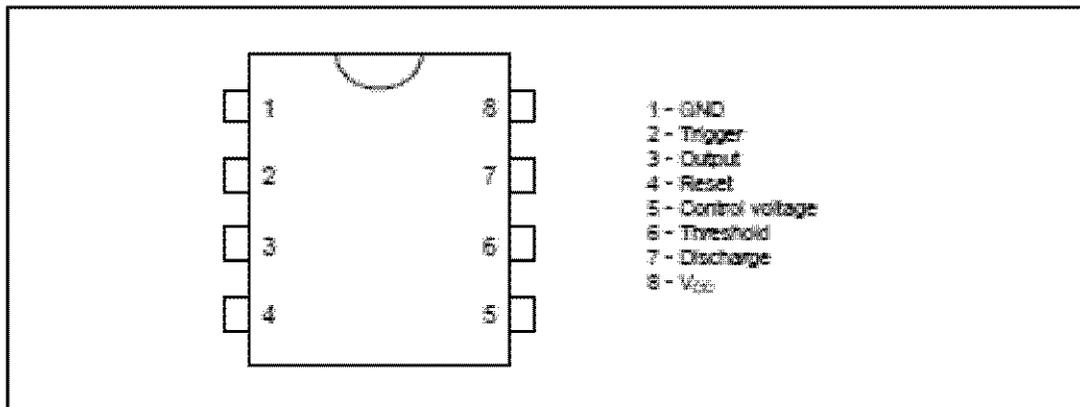
The NE555 monolithic timing circuit is a highly stable controller capable of producing accurate time delays or oscillation. In the time delay mode of operation, the time is precisely controlled by one external resistor and capacitor. For a stable operation as an oscillator, the free running frequency and the duty cycle are both accurately controlled with two external resistors and one capacitor. The circuit may be triggered and reset on falling waveforms, and the output structure can source or sink up to 200mA. The NE555 is available in plastic and ceramic minidip package and in a 8-lead micropackage and in metal can package version.



ORDER CODES

Part Number	Temperature Range	Package	
		N	D
NE555	0°C, 70°C	*	*
SA555	-40°C, 105°C	*	*
SE555	-55°C, 125°C	*	*

PIN CONNECTIONS (top view)



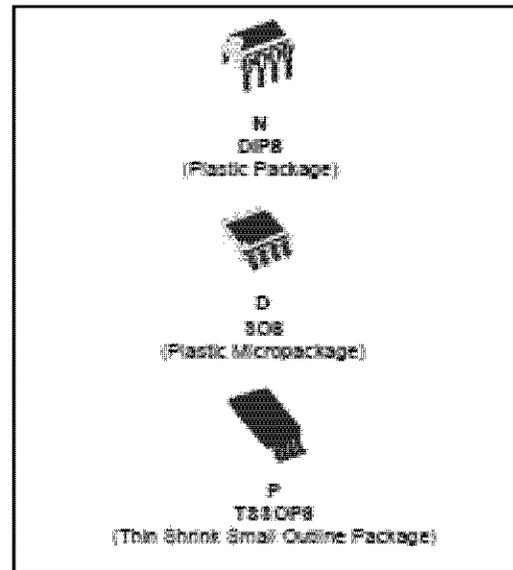
ANEXO #10



TL082
TL082A - TL082B

GENERAL PURPOSE J-FET
DUAL OPERATIONAL AMPLIFIERS

- WIDE COMMON-MODE (UP TO V_{CC}^+) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH SLEW RATE : 16V/ μ s (typ)



DESCRIPTION

The TL082, TL082A and TL082B are high speed J-FET input dual operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset current, and low offset voltage temperature coefficient.

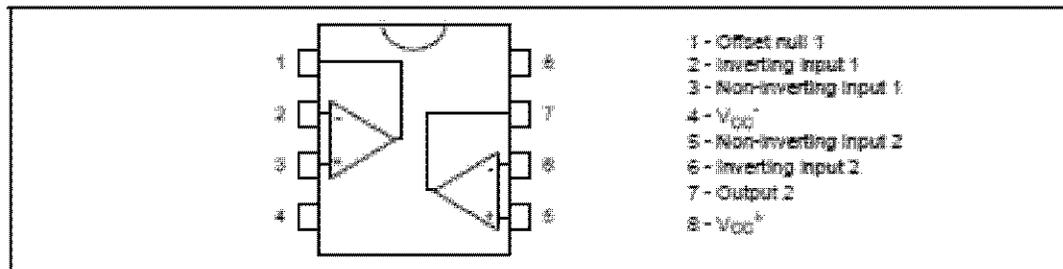
ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package		
		N	D	P
TL082M/MEM	-55°C, +125°C	*	*	*
TL082B/ABH	-40°C, +105°C	*	*	*
TL082G/AC/BC	0°C, +70°C	*	*	*

Example : TL082CD, TL082IN

N = Dual in Line Package (DIP)
D = Small Outline Package (SOP) - also available in Tape & Reel (TR)
P = Thin Shrink Small Outline Package (TSOP) - only available in Tape & Reel (TR)

PIN CONNECTIONS (top view)



ANEXO #11



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

- Gain Set with One External Resistor
- Gain Range 1 to 1000
- Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
- Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
- Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B-GRADE")

- 50 μ V max. Input Offset Voltage
- 0.6 μ V/°C max. Input Offset Drift
- 1.0 nA max. Input Bias Current
- 100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

- 9 nV/√Hz, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
- 0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

- 120 kHz Bandwidth ($G = 1000$)
- 15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

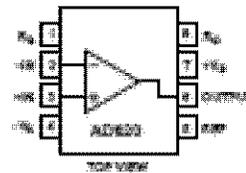
- Weigh Scales
- EKG and Medical Instrumentation
- Transducer Interface
- Data Acquisition Systems
- Industrial Process Controls
- Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier for those systems only one external resistor is not quite 1 to

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), CerDIP (Q) and SOIC (W) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

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

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

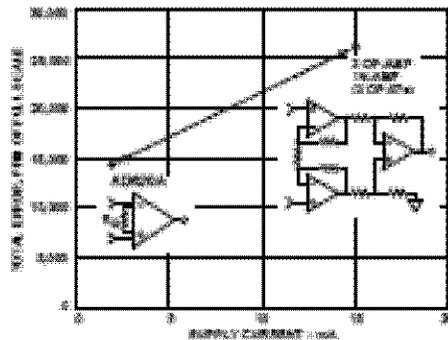


Figure 1. Three Op Amp IA Design vs. AD620

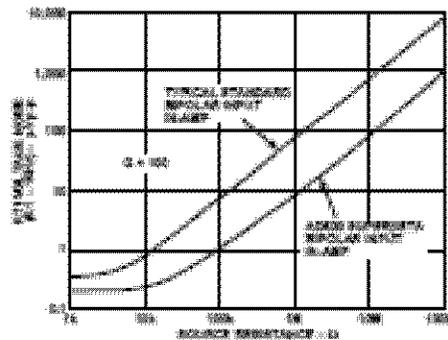


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

REV. E

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: 508/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 508/329-4703 © Analog Devices, Inc., 1999

ANEXO #12

Philips Semiconductors

Product specification

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/
SA534/LM2902

DESCRIPTION

The LM124/LM224/LM324/LM2902 series consists of four independent, high-gain, internally frequency-compensated operational amplifiers designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages.

UNIQUE FEATURES

In the linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

The unity gain crossover frequency and the input bias current are temperature-compensated.

FEATURES

- Internally frequency-compensated for unity gain
- Large DC voltage gain: 100dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1MHz (temperature-compensated)
- Wide power supply range (single supply: $0V_{CC}$ to $50V_{CC}$; or dual supplies: $-1.5V_{CC}$ to $+15V_{CC}$)
- Very low supply current drain, essentially independent of supply voltage (1mA/amp at $+5V_{CC}$)
- Low input biasing current: $45nA_{ICC}$ (temperature-compensated)
- Low input offset voltage: $2mV_{ICC}$ and offset current: $5nA_{ICC}$
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage: $0V_{CC}$ to $V_{CC}-1.5V_{CC}$ swing

PIN CONFIGURATION

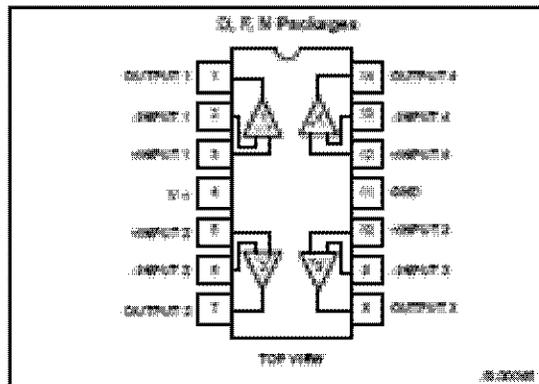


Figure 1. Pin Configuration

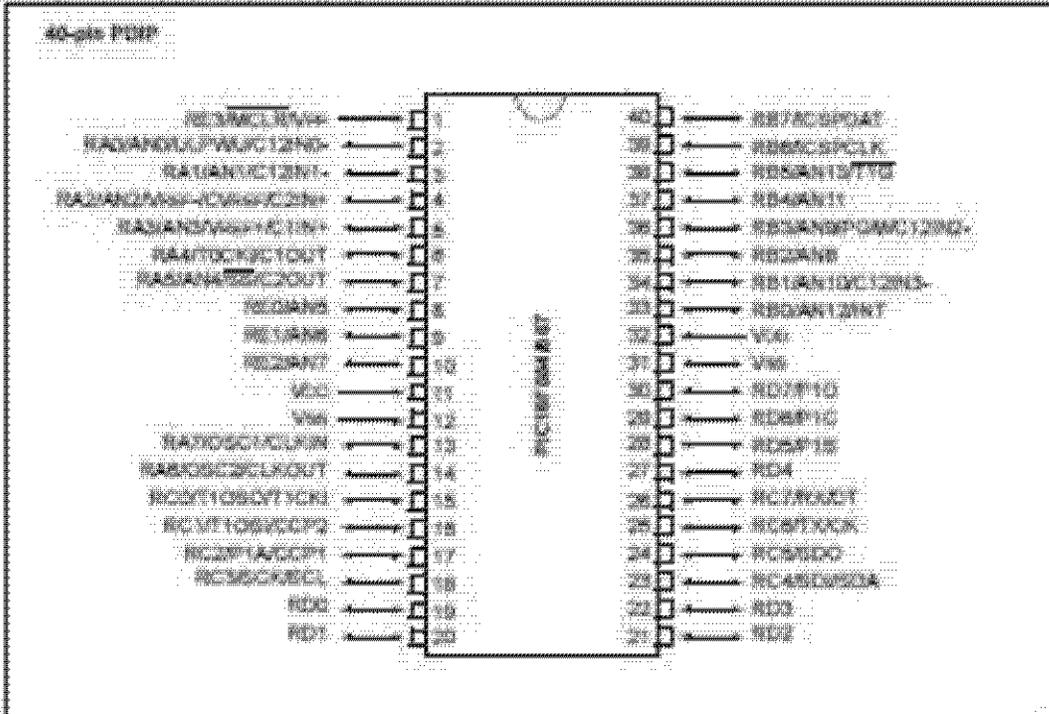
ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	QWS #
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-55°C to +125°C	LM124-N	SC727-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +125°C	LM124-F	0501B
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-55°C to +65°C	LM224-N	SC727-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +65°C	LM224-F	0501B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-55°C to +65°C	LM224-ND	SC7106-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +75°C	LM324-N	SC727-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0°C to +75°C	LM324-F	0501B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +75°C	LM324-ND	SC7106-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +75°C	LM324AN	SC727-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +75°C	LM324AD	SC7106-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +65°C	SA534-N	SC727-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-40°C to +65°C	SA534-F	0501B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +65°C	SA534-ND	SC7106-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +125°C	LM2902D	SC7106-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +125°C	LM2902N	SC727-1

ANEXO #13

PIC16F882/883/884/886/887

Pin Diagrams - PIC16F884/887, 40-Pin PDIP



ANEXO # 14**PROGRAMA PARA LA ADQUISICION DE LOS PULSOS CARDIACOS**

```
//Declaramos que PIC se va a utilizar
```

```
#include <16F887.h>
```

```
//Utilizar el oscilador interno del pic
```

```
#fuses NOWDT,NOPROTECT,PUT,INTRC_IO
```

```
//Magnitud del oscilador a utilizar 8 Mhz
```

```
#use delay (clock =8000000)
```

```
#include "lcd.c"
```

```
//Declaración de variables a utilizar
```

```
unsigned int cont1,cont2;
```

```
int32 ppm =0;
```

```
int32 pulsos;
```

```
//Declaración de las interrupciones
```

```
#int_EXT //Interrupción Externa
```

```
void EXT_isr()
```

```
{ //Inicio del ciclo  
  ++ppm; //Incrementar variable ppm  
  output_toggle(PIN_B7); // se visualiza la interrupción externa con un led  
} //fin del ciclo
```

```
#int_timer1 //Interrupción del timmer 1
```

```
void TIMER1_isr()
```

```
{ //Inicio del ciclo  
  set_timer1(40536); //Utilizar el oscilador interno del pic  
  ++cont1; //Incrementar variable cont1
```

```
if(cont1==10)           // se desborda en 1 segundo el timmer 1
{
    cont1=0;            //se reinicializa la variable cont1=0
    cont2++;           //se incrementa la variable cont2
}
                        //fin del ciclo if
}
                        //fin del ciclo

void main()
{
    //Inicio del ciclo principal
    // Configuración de las salidas

    set_tris_a(0x00);    // 8 terminales de salida
    set_tris_b(0xff);    // 8 terminales de entrada
    set_tris_c(0x00);    // 8 terminales de salida
    set_tris_d(0x00);    // 8 terminales de salida

    ext_int_edge (L_TO_H);      //Interrupción externa es por flanco de subida
    enable_interrupts(INT_EXT); //Habilita la interrupción externa
    enable_interrupts(INT_TIMER1); //Habilita la interrupción
    clear_interrupt(int_ext);   //Limpiar la interrupción externa
    clear_interrupt(int_timer1); //Limpiar la interrupción interna
    enable_interrupts(GLOBAL);

    //Utilizar el oscilador interno del pic configurado a 8Mhz

    set_timer1(40536)
    setup_timer_1(T1_INTERNAL | T1_DIV_BY_8);

    // Mensaje de presentacion en LCd
    lcd_init();
    lcd_gotoxy(6,1);
    lcd_putc("MEDIDOR");
    lcd_gotoxy(6,2);
```

```
    lcd_putc("PULSO CARDIACO");
while(TRUE)
{

if(cont2==5)
    {
    cont2=0;
    pulsos=ppm*12;

    if(pulsos>=15&&pulsos<=34)
        {
        lcd_putc("\n");
        lcd_gotoxy(6,1);
        printf (lcd_putc, "Pulsos/Min: %ld",pulsos);
        lcd_gotoxy(6,2);
        printf (lcd_putc, "SUEÑO PROFUNDO");
        output_high(PIN_A3);
        }

    if(pulsos>=35&&pulsos<=55)
        {
        lcd_putc("\n");
        lcd_gotoxy(6,1);
        printf (lcd_putc, "Pulsos/Min: %ld",pulsos);
        lcd_gotoxy(6,2);
        printf (lcd_putc, "SUEÑO LENTO");
        }

    if(pulsos>=56 && pulsos<=85)
        {
        lcd_putc("\n");
        lcd_gotoxy(6,1);
        printf (lcd_putc, "Pulsos/Min: %ld",pulsos);
```

```
        lcd_gotoxy(6,2);
        printf (lcd_putc, "NORMAL");
    }

    if(pulsos>=90)
    {
        lcd_putc("\f");
        lcd_gotoxy(6,1);
        printf (lcd_putc, "Pulsos/Min: %ld",pulsos);
        lcd_gotoxy(6,2);
        printf (lcd_putc, "ALTA");
    }
    ppm = 0;           //Reinicializar variables ppm=0
    pulsos=0;         //Reinicializar variables pulsos=0
}
}
}
```

ANEXO #15

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE INGENIERIA**

APELLIDO PATERNO	APELLIDO MATERNO	NOMBRE(S)	EDAD	MASCULINO	FEMENINO
				TEMPERATURA AMBIENTE	
FECHA	HORA	OCUPACIÓN	TIPO DE SANGRE		
DOMICILIO			TIPO DE MEDICIÓN		
CALLE	NÚMERO	COLONIA	MUNICIPIO/DELEGACIÓN	CON LUZ SOLAR	SIN LUZ SOLAR
TIPO DE CONFIGURACIÓN					
PARALELA	EN EL PLANO	TRES RECEPTORES			
TIPO DE SENSOR					
FOTOTRANSISTOR	FOTODIODO	FOTORRESISTENCIA			
MARQUE CON UNA X LA RESPUESTA				OBSERVACIONES	
ENFERMEDADES DEL CORAZÓN		SI	NO		
ANEMIAS		SI	NO		
PRACTICA ALGÚN EJERCICIO		SI	NO		
ESMALTE DE UÑAS		SI	NO		
SENTIMIENTOS					
MIEDO/TRISTEZA	ALEGRIA	ENOJO	OTROS		
CONSUMES CAFÉ		SI	NO		
MEDICAMENTOS ANTIDEPRESIVOS		SI	NO		
HORA DEL ÚLTIMO ALIMENTO					
EMBARAZADA		SI	NO		
EN ESTADO DE DIGESTIÓN		NO DIGESTIÓN			
TIPO DE PIGMENTACIÓN CUTANEA					