



UNIVERSIDAD DE MENDOZA
FACULTAD DE INGENIERÍA
INSTITUTO DE BIOINGENIERÍA

**Test de cocaína a partir de ritmo cardíaco
y temperatura corporal**

TRABAJO PRÁCTICO INTEGRADOR

Alumno:

Agustín Nahuel QUIROGA BAIGORRI

Profesores:

Bioing. María Silvina MOYANO

Bioing. Gabriel QUINTERO

Dr. Bioing. Pablo Y. TERUYA

Cohorte 2018

Resumen

En Argentina según un estudio de la Secretaría de Políticas Integrales sobre Drogas de la Nación Argentina (Sedronar), el 5,3 % de la población entre 12 y 65 años consumió cocaína alguna vez en su vida, 1,5 % declaró consumo de cocaína en el último año y 0.7 % son consumidores habituales lo que representa que dos millones de personas admitieron consumir alguna vez en su vida, seiscientas mil en el último año y trescientas mil son consumidoras recurrentes. Ya que la misma produce una estimulación del sistema nervioso simpático es de suma importancia detectar cuando una persona se encuentra bajos los efectos de la droga con el fin de que no realice actividades que demanden el funcionamiento óptimo de todos sus sistemas.

Entre los parámetros que altera el consumo de cocaína se encuentran la temperatura corporal y la frecuencia cardíaca, aumentando los valores normales registrados para una persona que se halla en reposo y saludable. Basándonos en los parámetros mencionados, el presente trabajo busca diseñar un dispositivo capaz de medir el pulso y temperatura corporal del sujeto de estudio, con el fin de constatar si el individuo posee signos vitales con características similares a los de una persona que se encuentra bajo los efectos de la droga.

La frecuencia cardíaca se registrará a través de un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. El sensor se coloca en el dedo pulgar y es capaz de medir los cambios de volumen de sangre en las arterias debido a la mayor reflexión de luz. La temperatura corporal se evaluará mediante un sensor de temperatura analógico, colocado en la axila del sujeto. A partir de la comparación de los valores obtenidos se entregará un resultado.

Índice general

1. Introducción	4
1.1. Descripción anatómica fisiológica	5
1.1.1. Sistema circulatorio	5
1.1.2. Sistema regulador de temperatura	8
1.2. Descripción del problema	11
1.2.1. Temperatura corporal	11
1.2.2. Frecuencia Cardíaca	12
1.3. Estado del arte	14
2. Objetivos	16
2.1. Objetivos generales	16
2.2. Objetivos específicos	16
3. Diseño del dispositivo	18
3.1. Hardware	18
3.1.1. Sensor de temperatura	18
3.1.1.1. Amplificación	19
3.1.2. Sensor de pulso	20
3.1.2.1. IR LED y fototransistor	21
3.1.2.2. Filtro pasa alto pasivo	22
3.1.2.3. Amplificador operacional integrador no inversor	22
3.1.2.4. Filtro pasa alto pasivo	24
3.1.2.5. Filtro pasa bajo activo	24
3.1.2.6. Recorte de onda	24
3.1.3. Circuito final de la etapa analógica	25
3.2. Software	26
3.2.1. Arduino	27
3.2.1.1. Temperatura corporal	27
3.2.1.2. Frecuencia cardíaca	28
3.2.2. Phyton 3.7	29
3.2.2.1. Interfaz gráfica	30

4. Cuaderno de Campo	32
4.1. Informe	32
4.2. Electrónica	44
4.3. Diseño	59
5. Conclusiones	64
6. Trabajo futuro	66
7. Trabajo de Diseño	68
8. Paper	82
9. Poster	90
10. Manual del Usuario	92
10.1. Estructura	92
10.2. Componentes provistos	92
10.3. Especificaciones técnicas	93
10.4. Guía de uso	93
10.4.1. Consideraciones previas	93
10.4.2. Conexión	93
10.4.3. Inicialización del programa	94
10.4.4. Espera y resultados	95
10.5. Errores comunes	96
10.6. Funciones básicas	96
10.7. Datos de contacto	96
Apéndices	98
A. Data Sheet	100
B. Códigos	148
Bibliografía	154

Introducción

La cocaína se encuadra en la clase de drogas estimulantes debido que esta sustancia produce una sensación de energía, atención, locuacidad y bienestar que los consumidores encuentran placentera. Al mismo tiempo, experimentan señales de estimulación del sistema nervioso central. Produce el movimiento deliberado de distintas partes del cuerpo como manos y pies.

Las personas que toman estimulantes con frecuencia son locuaces y están llenas de energía, movimiento y confianza, hasta el punto de mostrarse inquietas y grandilocuentes en sus ideas y de dar la impresión de poder lograr cualquier cosa que se propongan. Pero también producen una euforia inequívoca y un sentido de bienestar que es la base de la adicción. La gente que se inyecta o fuma cocaína describe un “*rush*”¹, una euforia de intenso placer físico que comparan con el orgasmo.

Mientras que en el resto del cuerpo copia los efectos del sistema nervioso simpático, se inician todas las respuestas orgánicas asociadas a la reacción de huida: aumentan la tensión arterial y el ritmo cardíaco, contraen los vasos sanguíneos, dilatan los bronquíolos de los pulmones, aumentan el azúcar en la sangre, aumenta la temperatura corporal y, en general, preparan al cuerpo para una emergencia.

En este trabajo solo se hará enfoque a las modificaciones neurológicas que tienen relación con la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal.²

La información mencionada con respecto al abuso de drogas fue provista por el Sedronar.^{3,4}

¹Aumento precipitado de euforia, reconocida como una condición en la que la persona experimenta sentimientos intensos de bienestar y excitación.¹

1.1. Descripción anatómica fisiológica

En esta sección se realizará una descripción de las características tanto anatómicas como fisiológicas asociadas tanto al sistema circulatorio como a los sistemas que intervienen en la regulación de la temperatura corporal.

1.1.1. Sistema circulatorio

El corazón se encuentra en la cavidad torácica, dentro de la cual ocupa el mediastino medio, la región intermedia entre las dos regiones pleuropulmonares. Su función es la de impulsar la sangre a través del sistema circulatorio mediante la contracción y relajación rítmica del músculo cardíaco. Está conformado por dos bombas en paralelo, el corazón derecho y el izquierdo. El corazón derecho impulsa la sangre venosa que llega luego de haber atravesado los diferentes órganos del cuerpo. Desemboca en la aurícula derecha por dos grandes venas: cava superior y cava inferior. Pasa a través de la válvula tricúspide al ventrículo derecho y éste la eyecta por la arteria pulmonar al circuito menor, allí se produce la hematosis. La sangre ya oxigenada regresa por las venas pulmonares a la aurícula izquierda pasa a través de la válvula mitral al ventrículo izquierdo, el cual la expulsará por la aorta⁵.

El tejido que conforma el corazón se puede dividir según la función que lleva acabo, encontramos células encargadas de la función contráctil, las cuales forman las paredes de las cámaras, el resto están organizadas en estructuras implicadas en la generación de impulsos eléctricos, células marcapaso. Estas generan espontáneamente potenciales de acción y se agrupan en el nodo sinusal, su frecuencia de descarga es de aproximadamente 75 impulsos por minuto. La frecuencia de descarga del nodo sinusal puede ser modulada debido al estiramiento al cual son sometidas sus células que es generado por la distensión de la aurícula al arribar la sangre proveniente de las venas cava y por la presencia de la arteria del nódulo sinusal.

El nódulo auriculoventricular localizado en el piso de la aurícula derecha, entre el seno coronario y la válvula tricúspide contiene células similares a las del nódulo sinusal, pero su frecuencia intrínseca de descarga es menor. La lenta conducción del impulso a través de este engendra el retardo entre la activación auricular y la ventricular, lo que permite una contracción secuencial de estas cámaras. Las fibras inferiores del nódulo auriculoventricular convergen y forman el haz de His, estructura triangular que desciende por el tabique interventricular, donde se divide en dos ramas, derecha e izquierda. Esta última se divide, a su vez, cerca de su origen, en dos fascículos, anterior y posterior. Las ramas del haz de His terminan en las fibras de Purkinje, células de gran diámetro (35-40 micrómetros) cuyas propiedades eléctricas les confieren la mayor velocidad de conducción⁶.

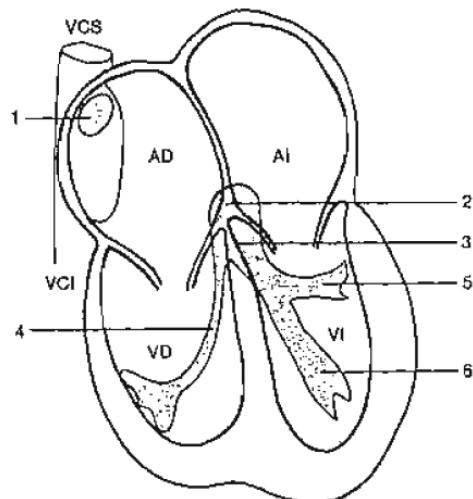


Figura 1.1: Esquema del sistema de conducción del corazón. 1, nódulo sinusal; 2, nódulo auriculoventricular; 3, haz de His; 4, rama derecha del haz de His; 5, división posterior de la rama izquierda del haz de His; 6, división anterior de la rama izquierda del haz de His.

Extraído de la referencia⁶

Cuando el corazón se encuentra lleno de sangre el nódulo sinusal se activa iniciando el impulso eléctrico el cual genera la contracción del corazón. Esta etapa del ciclo cardíaco se denomina sístole, fase activa del latido. Las paredes ventriculares se contraen de tal forma que aumenta la presión en su interior y se abren las válvulas aórtica y pulmonar, entonces la sangre puede pasar hacia la arteria aorta y hacia las arterias pulmonares, ya que las válvulas aurículo-ventriculares se encuentran cerradas. La otra etapa se denomina diástole. En ella las paredes musculares del corazón se relajan y a las cavidades ingresa la sangre. Las aurículas se llenan de la sangre procedente de la vena cava, en el caso de la aurícula derecha y de la sangre procedente de las venas pulmonares, en el caso de la aurícula izquierda. Cuando el corazón vuelve a estar lleno de sangre, está listo para comenzar un nuevo ciclo cardíaco⁶.

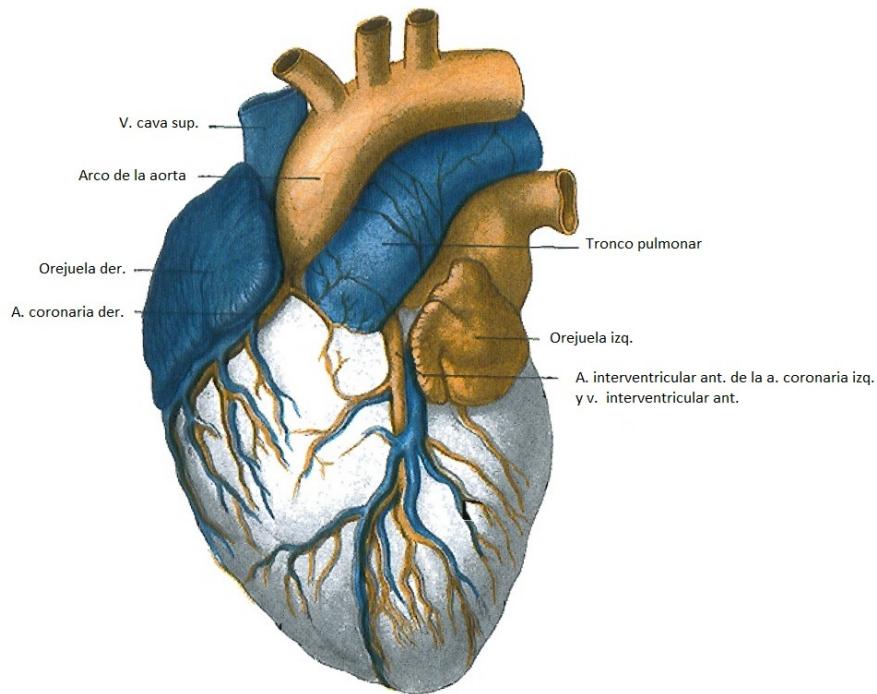


Figura 1.2: Arterias coronarias y venas coronarias, visión anterior.

Extraido de la referencia⁵

Al producirse la sístole la sangre oxigenada comienza su recorrido hacia las extremidades superiores una vez inyectada por el corazón en la arteria aorta, el cual es el tronco de origen de todas las arterias del cuerpo. Esta consta de tres partes: porción ascendente, arco de la aorta y la porción descendente de la aorta. Desde la cara convexa del arco es que nace el tronco braquiocefálico, la sangre continuará por este camino y una vez llegue a este tronco seguirá por la ramificación denominada arteria subclavia derecha, en caso de dirigirse al brazo derecho. De no ser así del mismo arco de la aorta nace la arteria subclavia izquierda que se dirige al brazo izquierdo. Las siguientes ramificaciones de las arterias subclavias solo se diferenciarán en derechas e izquierdas dependiendo del miembro. Arteria axilar, la cual a partir del borde inferior del músculo pectoral mayor se denomina branquial hasta la parte media de la fosa del codo donde se divide en dos ramas terminales, las arterias radial y cubital. Las cuales se extienden hasta las manos formando aquí en el caso de la radial el arco palmar profundo y en el caso de la cubital el arco palmar superficial. El arco palmar superficial está formado por la anastomosis de la arteria cubital con la rama palmar superficial, rama de la arteria radial mientras que el arco palmar profundo está formado por la anastomosis de la arteria radial con la rama palmar profunda de la arteria cubital. Por último, tenemos las arterias digitales propias: las cuales las arterias digitales palmares del pulgar y la arteria radial del índice nacen del arco palmar superficial o, más a menudo, de la primera arteria metacarpiana palmar o arteria principal del pulgar, rama del arco palmar profundo. Todas las demás proceden de las arterias digitales palmares comunes, ramas del arco superficial.

Cabe destacar que aquí es donde se va realizar la medición del pulso, mediante la emisión y recepción de luz infrarroja de tal forma que al producirse la eyección de sangre del corazón el flujo

a través de las arterias del dedo va a ser mayor, por ende, va a reflejar mayor luz infrarroja y esta variación podrá ser medida y luego procesada para obtener un valor de frecuencia cardíaca.^{5,7}

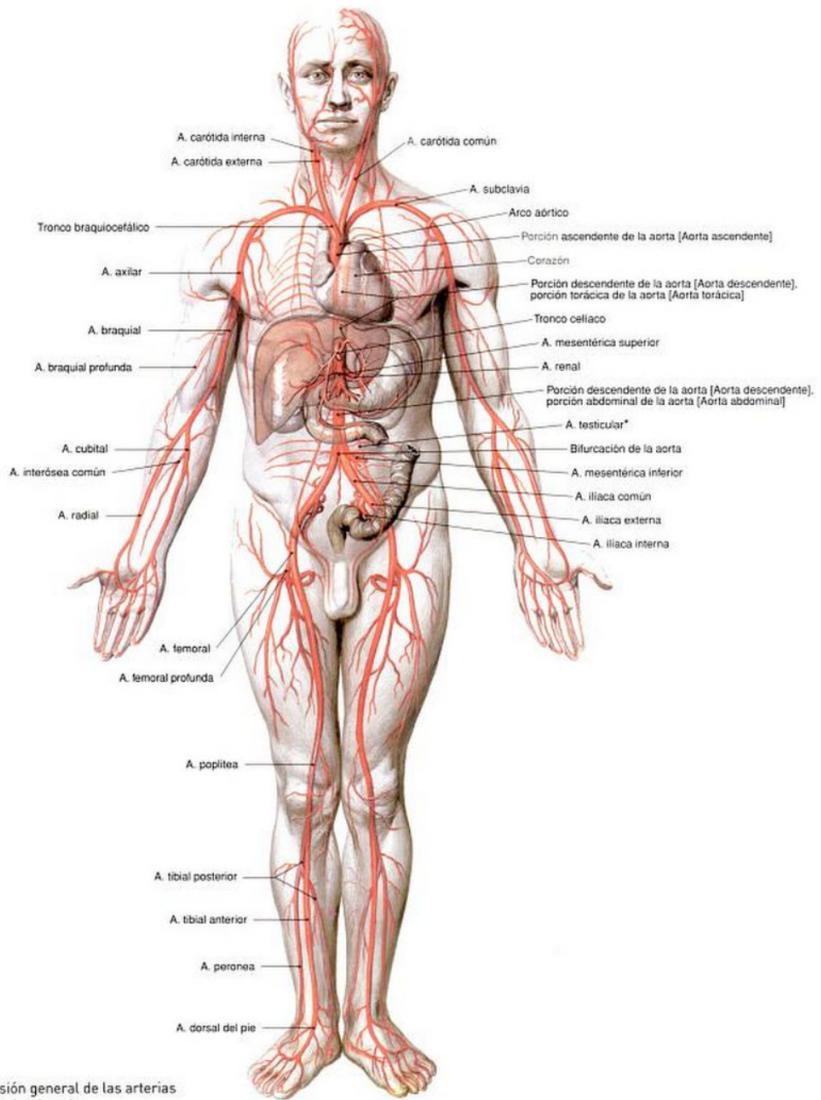


Fig. 34 Visión general de las arterias del aparato circulatorio

Figura 1.3: Visión ventral del aparato circulatorio: arterias de la circulación sistémica.

Extraído de la referencia⁸

1.1.2. Sistema regulador de temperatura

La temperatura corporal se mantiene, a pesar de las fluctuaciones en la temperatura ambiental, debido a que el hipotálamo mantiene el contenido calórico del cuerpo mediante ajustes en la producción y disipación de calor⁹.

El hipotálamo se sitúa debajo del tálamo y, junto al epítálamo, comprenden el diencéfalo. El diencéfalo rodea al tercer ventrículo y se extiende entre el tronco del encéfalo y el cerebro. Lo forman una docena de núcleos organizados en cuatro regiones mayores: mamilar, tuberal, supraóptica y preóptica.

Los aferentes termosensibles cutáneos y viscerales convergen en el área preóptica del hipotálamo, en el cual también una población de neuronas termosensibles. El hipotálamo mantiene la temperatura corporal en un valor fijado y, en caso de perturbaciones, desencadena respuestas que tienden a restaurar el valor fijado. Este valor es aumentado por la progesterona y, en condiciones por infecciones.

En general, las neuronas hipotalámicas termosensibles descargan tónicamente y su frecuencia de descarga aumenta con la temperatura. Adicionalmente su respuesta a la temperatura local es modificada por aferencias termosensibles de la periferia. Por tanto, esta población neuronal es capaz de integrar información térmica central y periférica y de iniciar cambios en la descarga eferente a los mecanismos termorreguladores.

Cuando solamente se afecta la temperatura cutánea y aún no se ha producido aumento de la temperatura central, la información periférica proporciona una señal de anteroalimentación que activa mecanismos termolíticos que previenen el cambio de la temperatura central. En cambio, si ya ha variado la temperatura central los ajustes se realizan por retroalimentación.

En caso que las temperaturas cutánea y central tiendan a modificarse en el mismo sentido, la respuesta termorreguladora puede ser más intensa. Por el contrario, cuando la tendencia es opuesta, la respuesta termorreguladora neta será menos intensa. Por ejemplo, si un individuo realiza ejercicio físico (aumento de la producción de calor), para igual nivel de actividad su temperatura central ascenderá más cuando la cara esté siendo refrigerada que cuando esté térmicamente aislada, porque en este último caso la respuesta vasodilatadora periférica es más intensa⁹.

Los científicos han descubierto regiones del cerebro que se excitan por todo tipo de estímulos gratificantes, tales como la comida, el sexo y muchas de las drogas de abuso. Uno de los sistemas neuronales más afectado por la cocaína se origina en una región del cerebro medio llamada el área tegmental ventral (AVT). Los cuerpos mamilares y el hipotálamo posterior se extienden en dirección rostral a partir del AVT. En el proceso normal de comunicación, una neurona libera dopamina en la sinapsis (el pequeño espacio entre dos neuronas). Allí la dopamina se une a proteínas especializadas (llamadas receptores de dopamina) en la neurona adyacente, enviando así una señal a la misma. Una vez enviada la señal, la dopamina es eliminada de la sinapsis y es reciclada para volver a usarse en el futuro. Las drogas de abuso interfieren con este proceso de comunicación normal. Se ha descubierto que la cocaína actúa bloqueando la eliminación de la dopamina de la sinapsis, lo que resulta en una acumulación de dopamina y una amplificación de la señal a las neuronas receptoras, alterando las funciones normales del hipotálamo¹⁰.

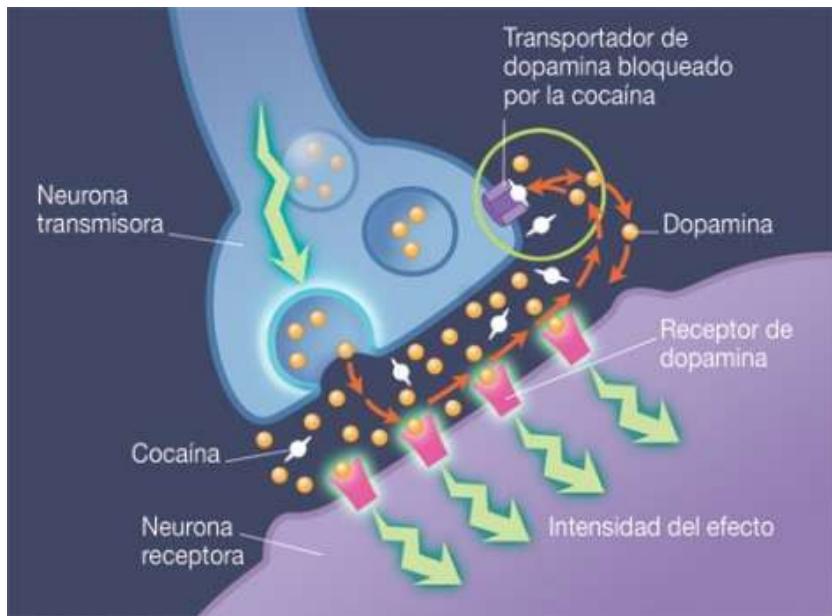


Figura 1.4: Efecto de la cocaína en el cerebro.

Extraído de la referencia¹⁰

Debido a que en este trabajo se va a medir temperatura corporal es necesario conocer algunos conceptos termodinámicos fundamentales.

Ley cero de la termodinámica

Consideramos tres sistemas que inicialmente no están en equilibrio térmico (Figura 1.5). Se rodean los sistemas con una caja aislante ideal con el fin de que sólo puedan interactuar entre sí. Separando A y B con una pared aislante ideal (la barra verde en la Figura 1.5 izquierda) pero dejando que C interactúe tanto con A como con B. Esta interacción se indica en la figura con una barra amarilla que representa un conductor térmico, es decir, un material que permite la interacción térmica. Se espera hasta que se establece el equilibrio térmico. Luego de esto A y B están en equilibrio térmico con C pero cabe analizar si están en equilibrio térmico entre sí.

Esto se averigua separando el sistema C de los sistemas A y B con una pared aislante ideal (Figura 1.5 derecha) y sustituyendo la pared aislante entre A y B por una conductora que permite que A y B interactúen. Los experimentos indican que nada sucede, no hay cambios adicionales en A ni en B. Se concluye que: si inicialmente C está en equilibrio térmico con A y con B, entonces A y B también están en equilibrio térmico entre sí. Este resultado se llama ley cero de la termodinámica.

Se supone ahora que el sistema C es un termómetro de mercurio convencional. En la Figura 1.5 izquierda, el termómetro C está en contacto con A y con B. Cuando se encuentran en equilibrio térmico, la lectura del termómetro se estabiliza, el termómetro mide la temperatura tanto de A como de B; por lo tanto, ambos tienen la misma temperatura. Estos experimentos indican que el equilibrio térmico no se afecta si se agrega o quita aislantes, así que la lectura de C no cambiaría si sólo estuviera en contacto con A o sólo con B. Se concluye que dos sistemas están en equilibrio térmico si y sólo si tienen la misma temperatura.

En esto radica la utilidad de los termómetros; un termómetro realmente mide su propia temperatura, pero cuando está en equilibrio térmico con otro cuerpo, las temperaturas deben ser iguales¹¹.



Figura 1.5: Si los sistemas A y B se encuentran en equilibrio térmico con el sistema C estos poseen la misma temperatura.

Extraído de la referencia¹¹

1.2. Descripción del problema

En este trabajo se miden dos señales, la primera proveniente de un sensor infrarrojo compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja, más conocido por sus siglas en inglés IR LED (InfraRed Light Emitting Diode) y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. El sensor se coloca en el dedo pulgar izquierdo y es capaz de mensurar los cambios en el flujo sanguíneo de las arterias debido a la mayor reflexión de luz. La segunda señal procede de un sensor de temperatura analógico que es colocado en la axila derecha del usuario, ya que a este le resulta más cómodo debido a que su brazo izquierdo está comprometido con el sensor infrarrojo. A continuación, se describirá las consideraciones de cada sistema individualmente.

1.2.1. Temperatura corporal

Como se describió en el apartado 1.1.2, la temperatura de un sistema no se puede medir de forma directa si no mediante un termómetro que determina su propia temperatura. Para poder realizar una evaluación precisa de la temperatura, tanto el sensor como el sistema deben estar en equilibrio térmico.

Los sensores de temperatura se pueden categorizar en dos grandes grupos, digitales y analógicos. Los digitales logran el equilibrio térmico en un tiempo menor que los sensores analógicos además de acrecentar la precisión. Debido a los requisitos de este trabajo se eligió un sensor de temperatura analógico, el LM35. Este sensor logra una estabilidad térmica a partir de los 4 minutos, (Figura 1.6), por lo tanto para obtener un valor correcto de temperatura corporal el sensor debe mantener contacto con el sujeto por un periodo de tiempo mayor o igual al de estabilización.

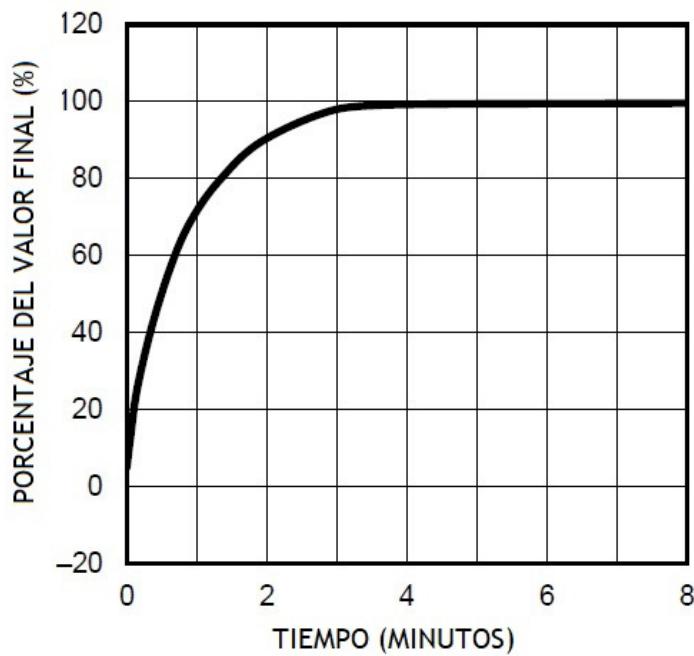


Figura 1.6: Tiempo de estabilización de la medición.
Extraído de la referencia¹²

Otro problema en la evaluación de temperatura corporal es el lugar donde se realiza la medición, debido a que el valor obtenido varía dependiendo de la zona del cuerpo. La temperatura corporal más precisa es la que se mide vía rectal, pero al ser un método invasivo es poco práctico. La siguiente en precisión es la temperatura oral y luego la axilar. Por ser el método no invasivo más preciso se eligió a la temperatura axilar para realizar las mediciones en este proyecto.

1.2.2. Frecuencia Cardíaca

La luz infrarroja es una onda electromagnética cuyo espectro de longitud de onda que se encuentra, aproximadamente, entre 1 mm hasta los 700 nm y un rango de frecuencia entre 300 GHz y 430 TGz. Como se puede observar en la Figura 1.7 el nombre “luz infrarroja” proviene de que su longitud de onda se ubica por debajo de la longitud de onda de la luz visible, precisamente las que evocan en los humanos las sensaciones del color rojo¹³.

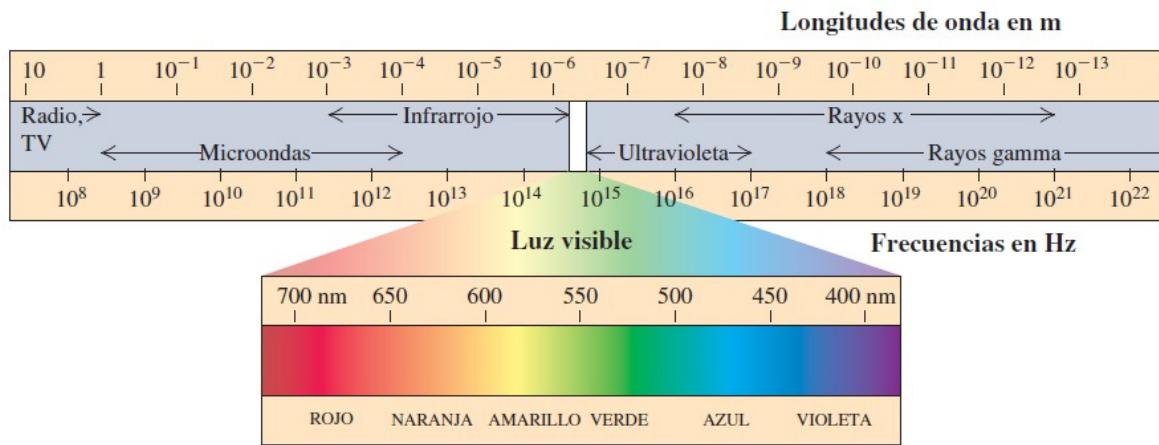


Figura 1.7: El espectro electromagnético. Las frecuencias y longitudes de onda que se encuentran en la naturaleza se extienden en un intervalo tan amplio que se tiene que usar una escala logarítmica para indicar todas las bandas importantes. Las fronteras entre las bandas son un tanto arbitrarias.

Extraído de la referencia¹³

Con exactitud el IR LED emite una radiación con longitud de onda entre 875 nm y 990 nm como se observa en la (Figura 1.8). Si bien su distribución espacial es concentrada, como se denota en la Figura 1.9 es conveniente realizar un “encapsulamiento” tanto del IR LED como del fototransistor infrarrojo. Los beneficios que otorga esto es que se disminuyen la cantidad de ondas electromagnéticas de similares características a la luz infrarroja que puede captar el receptor y que no provengan de la reflexión previamente explicada.

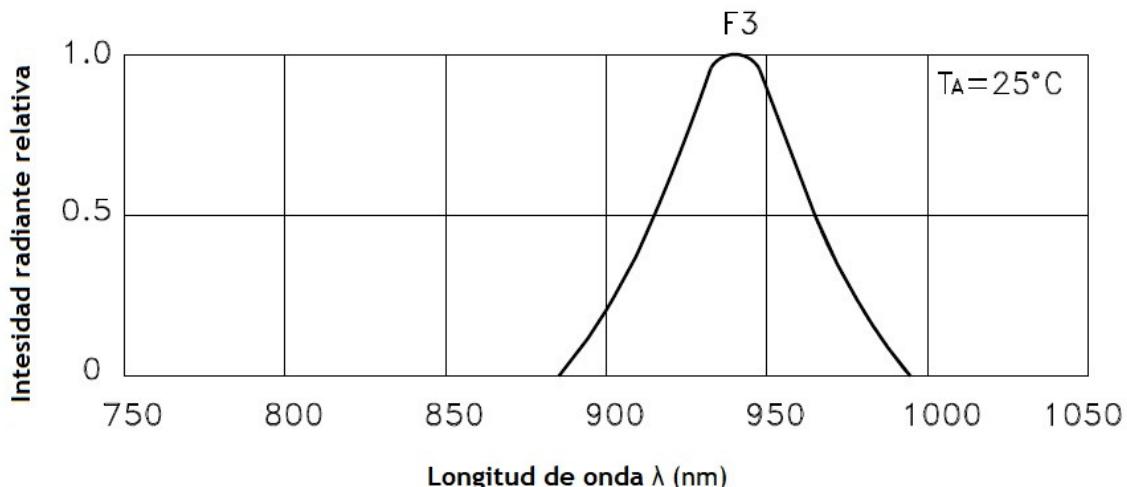


Figura 1.8: Intensidad relativa vs. longitud de onda.

Extraído de la referencia¹⁴

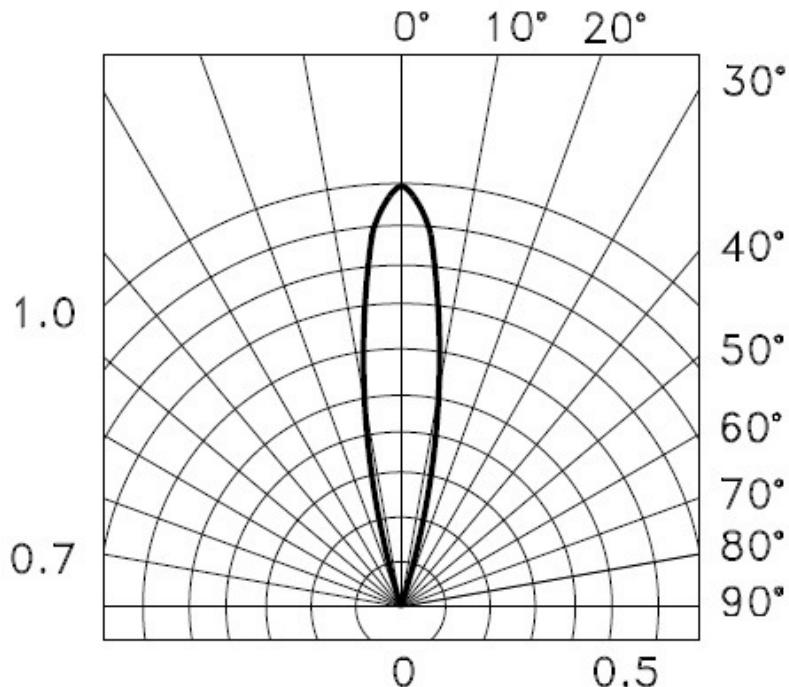


Figura 1.9: Distribución espacial.

Extraído de la referencia¹⁴

1.3. Estado del arte

En el mercado se encuentran distintos tipos de test de cocaína:

- Test de orina: mediante unas tiras reactivas se puede saber si el individuo consumió cocaína en el transcurso de las 24 a 48 horas previas a la toma de la muestra.¹⁵
- Análisis de sangre: Se obtiene una muestra de sangre y se analiza en busca del estupefaciente.¹⁶
- Rinoscopia: es el procedimiento médico por el cual el profesional de la salud evalúa las fosas nasales y su mucosa mediante el uso de un rinoscopio, en busca de alteraciones por abuso de cocaína.¹⁷

Con respecto a la medición de la frecuencia cardíaca los dispositivos disponibles son:

- Relojes con funciones de GPS, presión atmosférica y frecuencia cardíaca entre otros.^{18,19}
- Smartphones: terminales como el Samsung Galaxy S5, entre otros, poseen un pulsómetro incorporado. También se pueden descargar aplicaciones que utilizan el flash y la cámara de los dispositivos móviles y al colocar nuestro dedo por encima de ellos poder medir los cambios de luz que se generan a partir de cada latido.^{20,21}
- Oxímetro de pulso: en el ámbito médico se encuentran los oxímetros de pulso que además de medir saturación de oxígeno de modo no invasivo y de forma indirecta, también miden

frecuencia cardíaca. Utilizan las características de absorción de luz de la hemoglobina y la naturaleza pulsátil del flujo sanguíneo en las arterias para ayudar en la determinación del estado de oxigenación en el cuerpo. Contiene una fuente de luz, un detector de luz, y un microprocesador, que compara y calcula las diferencias en la hemoglobina pobre en oxígeno y rica en oxígeno. Un lado del oxímetro tiene una fuente de luz de dos tipos, infrarroja y roja, que se transmiten a través del dedo hacia el lado detector de luz. Un principio similar al utilizado en este trabajo.²²

Con respecto a la medición de temperatura, los dispositivos disponibles son:

- Termómetro de mercurio: son los habitualmente utilizados el cual consta de un habitáculo lineal donde se encuentra metal el cual se dilata y contrae dependiendo de la temperatura censada.²³
- Termómetro digital: se valen de dispositivos transductores y utilizan luego circuitos electrónicos para convertir en números las pequeñas variaciones de tensión obtenidas, mostrando finalmente la temperatura en un visualizador.²⁴
- Termómetro de oído por infrarrojos: miden la energía infrarroja emitida por el tímpano del paciente durante una longitud de tiempo calibrada lo cual es proporcional a temperatura corporal.²⁵
- Termómetro de tira plástica: funciona con cristales líquidos que cambian de color según la temperatura. Se colocan en la frente sin embargo tal medición no es fiable sino orientativa.²⁶

Objetivos

2.1. Objetivos generales

- Diseñar un dispositivo con los fines de detectar frecuencia cardíaca y temperatura corporal de un sujeto, para inferir si éste posee signos vitales con características similares a los de una persona que se encuentra bajo los efectos de la cocaína.
- Aplicar todos los conocimientos aprendidos a lo largo del cursado de la carrera, para así lograr un dispositivo capaz de censar temperatura corporal y frecuencia cardíaca.

2.2. Objetivos específicos

- Sensar tanto frecuencia cardíaca como temperatura corporal.
- Realizar el debido acondicionamiento analógico de las señales.
- Efectuar correctamente la conversión analógico/digital de ambas señales en el microcontrolador de una placa Arduino.
- Confeccionar un programa capaz de acondicionar y procesar las señales con el fin de obtener un valor de frecuencia cardíaca y uno de temperatura corporal.
- Sintetizar un algoritmo con la competencia de equiparar los parámetros de frecuencia cardíaca y temperatura corporal con los valores correspondientes a una persona que se encuentra bajo los efectos de la cocaína.
- Desarrollar una interfaz gráfica simple e intuitiva donde exhibir los resultados del test.
- Fabricar un producto que cumpla con las siguientes especificaciones de diseño: agradable a la vista, sencillo de utilizar, ergonómico y que genere en el usuario una sensación de paz.

Diseño del dispositivo

3.1. Hardware

La metodología para la adquisición tanto de la señal de temperatura proveniente del sensor LM35 y de la señal de pulso procedente de el sensor de pulso consiste de las etapas detalladas en la Figura 3.1.

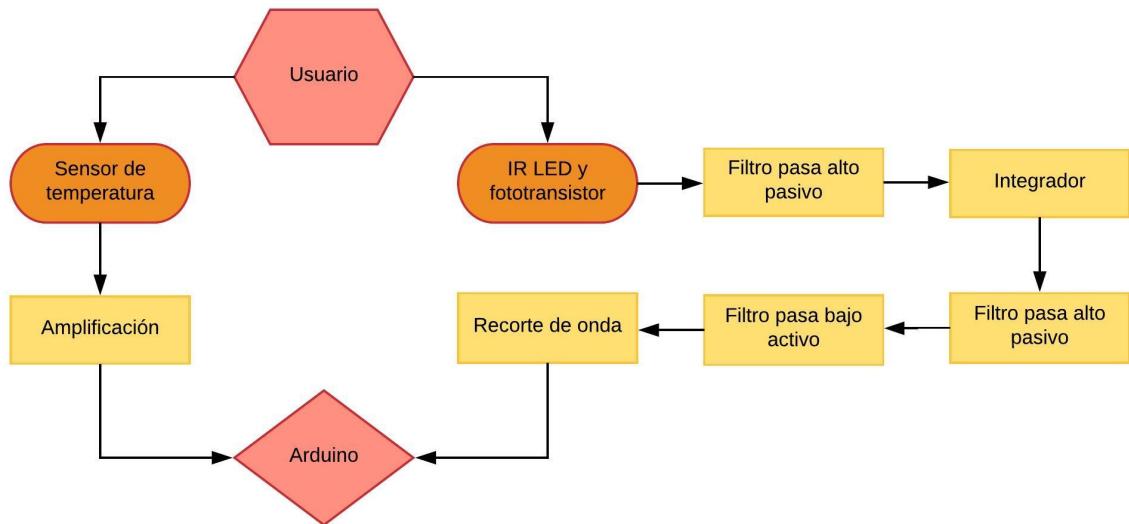


Figura 3.1: Diagrama de bloques que especifica las etapas necesarias para la obtención de las señales.

A continuación se describirá el proceso necesario para captar cada señal y el proceso de acondicionamiento de cada una por separado.

3.1.1. Sensor de temperatura

Tal como se describió en la Sección 1.2.1 en este trabajo se utilizó un circuito integrado LM35 con una tensión de salida lineal proporcional a la temperatura en grados centígrados. El sensor entrega a la salida un voltaje equivalente de:

$$V_{out} = 0mV + 10,0mV/\text{ }^{\circ}\text{C} \quad (3.1)$$

Se dispuso la configuración que se observa en la Figura 3.2. Esta disposición nos permite tasar un rango de temperaturas entre 2°C a 150°C. Como la temperatura corporal se encuentra en un rango entre 35°C a 40°C, aproximadamente, se acopló a la salida del integrado un amplificador de señal para aprovechar la resolución del convertidor analógico/digital de Arduino.^{12,27}

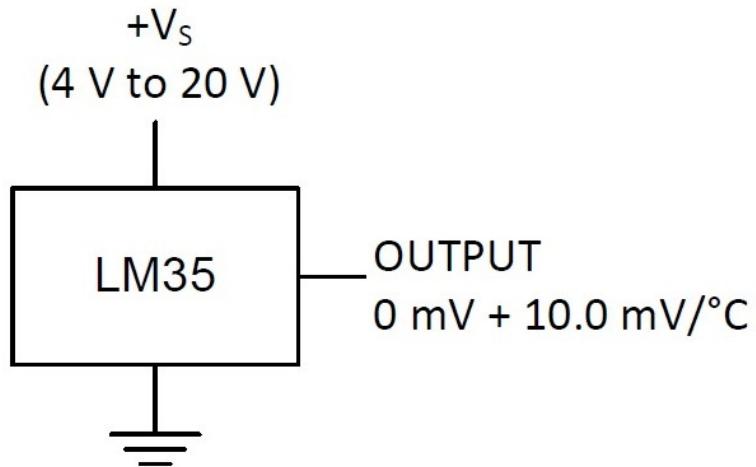


Figura 3.2: Sensor de temperatura centígrado básico (2°C a 150°C).
Extraído de la referencia¹²

El circuito esquemático del bloque es el que se observa en la Figura 3.3.

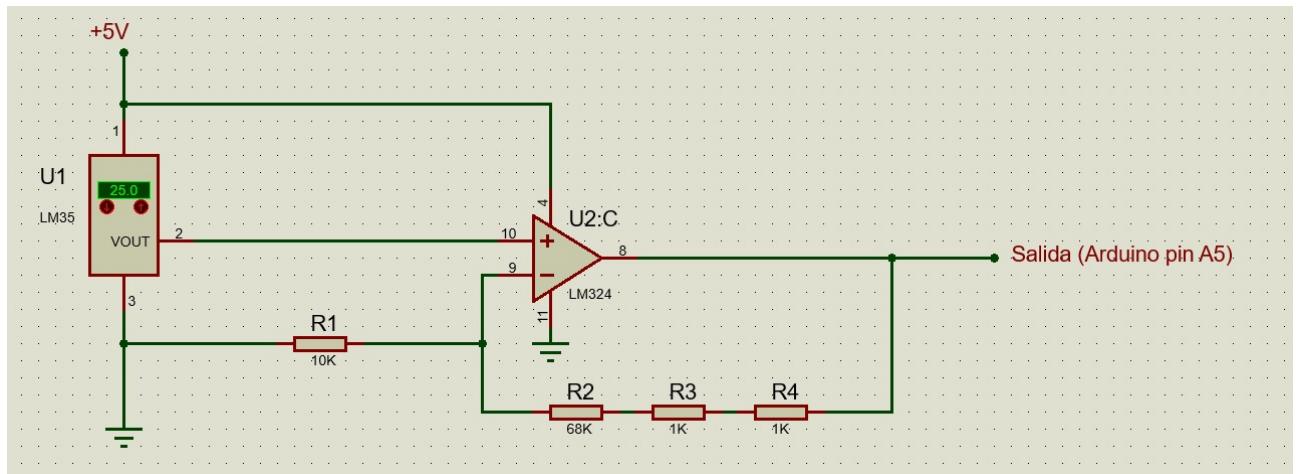


Figura 3.3: Circuito esquemático del bloque sensor de temperatura.

3.1.1.1. Amplificación

Debido a que el convertidor analógico/digital de Arduino trabaja con tecnología TTL los valores de voltaje de entrada se encuentran en el rango de 0V a 5V, se decidió sintetizar un amplificador no inversor de ganancia 8 de esta forma se obtiene un mayor rango de voltaje a la entrada del Arduino para los valores de temperatura corporal. En la Tabla 3.1 se denota el rango de temperatura que logra sensar el dispositivo, junto con las tensiones que se obtendrán a la salida del sensor y luego de

que la señal sea amplificada.

Cuadro 3.1: Rango de temperatura y voltajes en ambas etapas

Temperatura	Voltaje Salida LM35	Voltaje Salida amplificador
4°C	40mV	0.32V
35°C	350mV	2.8V
40°C	400mV	3.2V
62.5°C	625mV	5V

Para el amplificador no inversor de ganancia 8 se utilizó uno de los amplificadores operacionales con los que cuenta el circuito integrado LM324, al cual se le acopló una resistencia de 10K en su entrada negativa y se colocó 3 resistencias (68K, 1K, 1K) en disposición de retroalimentación negativa. El esquema se especifica en la Figura 3.4.

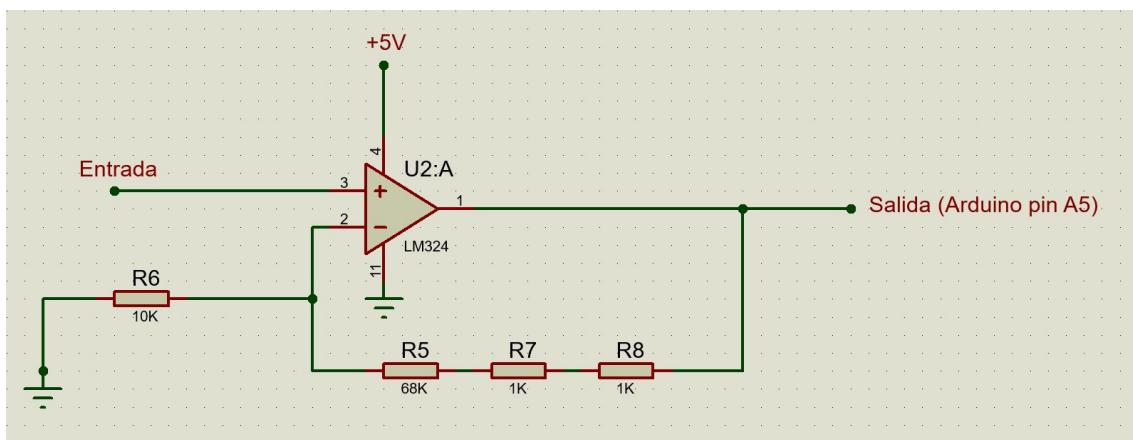


Figura 3.4: Amplificador no inversor.

3.1.2. Sensor de pulso

Tal como se describió en la Sección 1.2 en este trabajo el pulsómetro se basa en un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. En la Figura 3.5 se expone el circuito esquemático de este bloque. Posteriormente se describe cada una de las etapas de acondicionamiento de la señal.

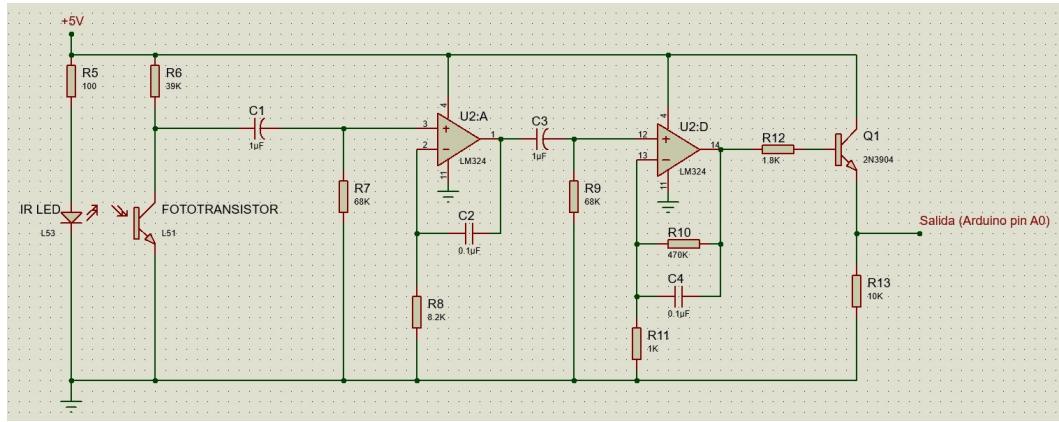


Figura 3.5: Circuito esquemático del bloque sensor de pulso.

3.1.2.1. IR LED y fototransistor

Se utilizó un IR LED L53 el cual tiene una corriente máxima de alimentación de 50mA, se lo alimentó con esta corriente máxima debido a que de esta manera el LED emite mayor luz y así mejora las mediciones del test. Para lograr la corriente máxima de alimentación del LED se dispuso de una resistencia de 100Ω. El fototransistor se colocó en configuración emisor común con una corriente mínima de alimentación de 0.1mA que se logró acoplando una resistencia de 39KΩ en la terminal colectora. El circuito de esta etapa es detallado en la Figura 3.6.^{14,28}

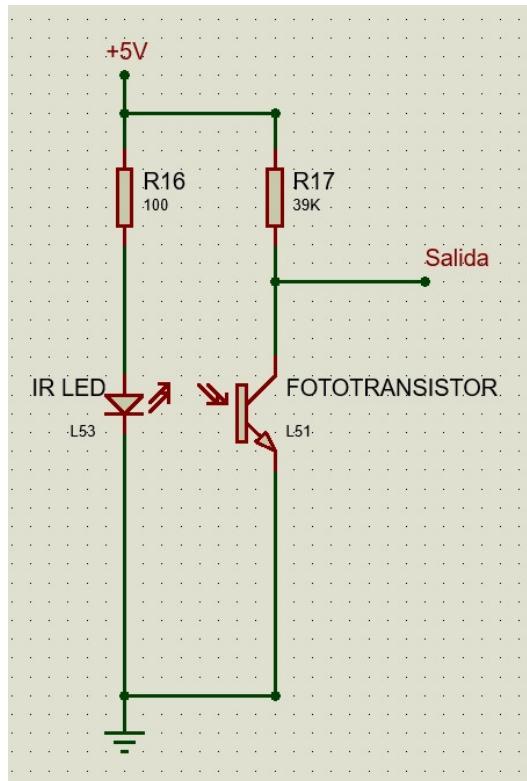


Figura 3.6: IR LED y fototransistor.

3.1.2.2. Filtro pasa alto pasivo

En la siguiente etapa se acopló un filtro pasa alto pasivo con la finalidad de amortiguar el ruido que posee frecuencias hasta de 2Hz. A la hora de sintetizar el filtro se colocaron un capacitor de 1F y una resistencia de 68K debido a que estos son los valores comerciales más cercanos para la creación de un filtro con frecuencia de corte de 2Hz. Con los componentes de valores comerciales más cercanos a los necesitados la frecuencia de corte es de 2.34Hz.

Esta etapa tiene también la función de desacoplar la componente continua de la corriente gracias a la utilización de un capacitor en serie con la salida del fototransistor. El esquema circuital del filtro se puede observar en la Figura 3.7.

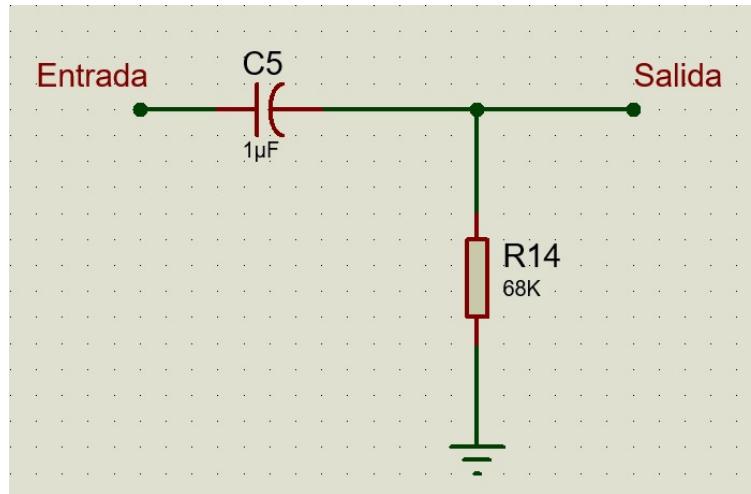


Figura 3.7: Filtro pasa alto pasivo.

3.1.2.3. Amplificador operacional integrador no inversor

Se acopla a la salida del filtro pasa alto pasivo un amplificador operacional integrador no inversor, el cual como su nombre lo indica integra la señal de entrada. La señal de salida, en su componente de alterna, se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$V_{out} = -\frac{1}{R \times C} \times \int_0^t V_{in}(t) dt \quad (3.2)$$

Debido a este tratamiento se consigue una señal más nítida y estable como se ve en la (Figura 3.8). Teniendo en cuenta la señal de entrada se decidió colocar una resistencia de 8.2KΩ y un capacitor de $0.1\mu F$ en la disposición que se contempla en la Figura 3.9.

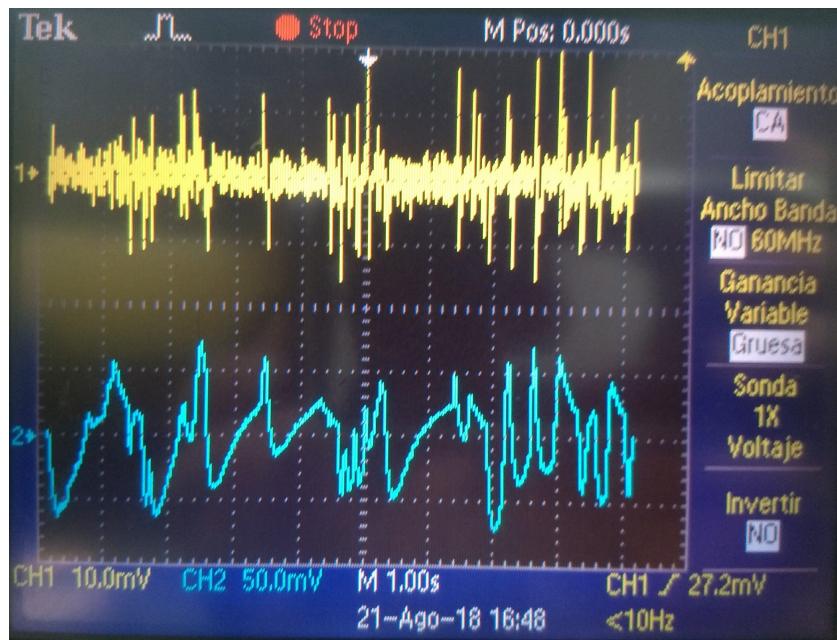


Figura 3.8: Canal 1 (amarillo) señal antes del amplificador. Canal 2 (celeste) señal después del amplificador

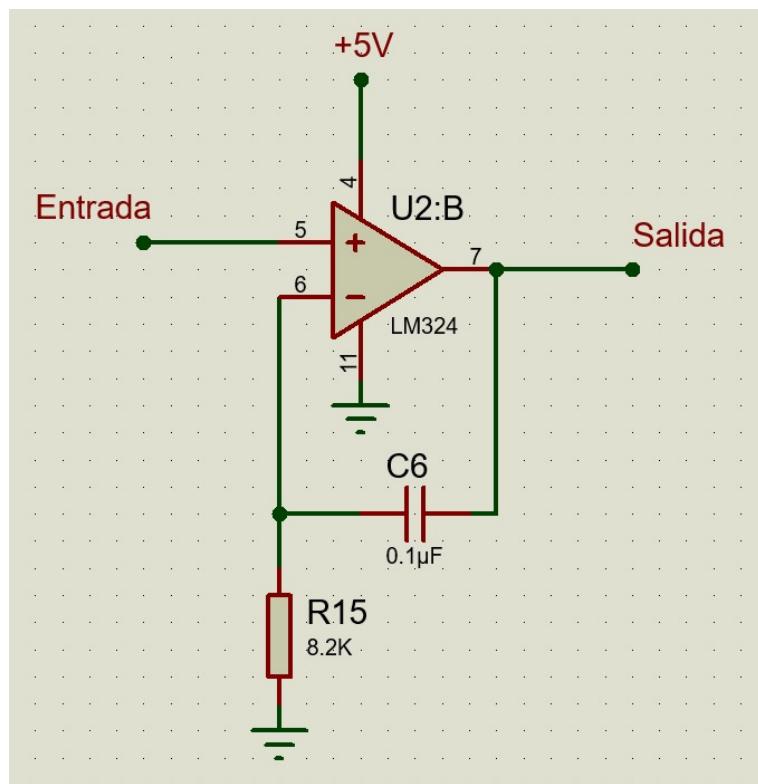


Figura 3.9: Amplificador operacional integrador no inversor.

3.1.2.4. Filtro pasa alto pasivo

Se coloca a la salida del amplificador operacional no inversor un filtro pasa alto pasivo con idénticos componentes y por iguales razones al detallado en la Sección 3.1.2.2.

3.1.2.5. Filtro pasa bajo activo

Luego se acopló un filtro pasa bajo activo con la finalidad de amortiguar las frecuencias mayores a 3.39Hz. La ganancia de este filtro es de 471 y la disposición de sus componentes se muestra en la Figura 3.10:

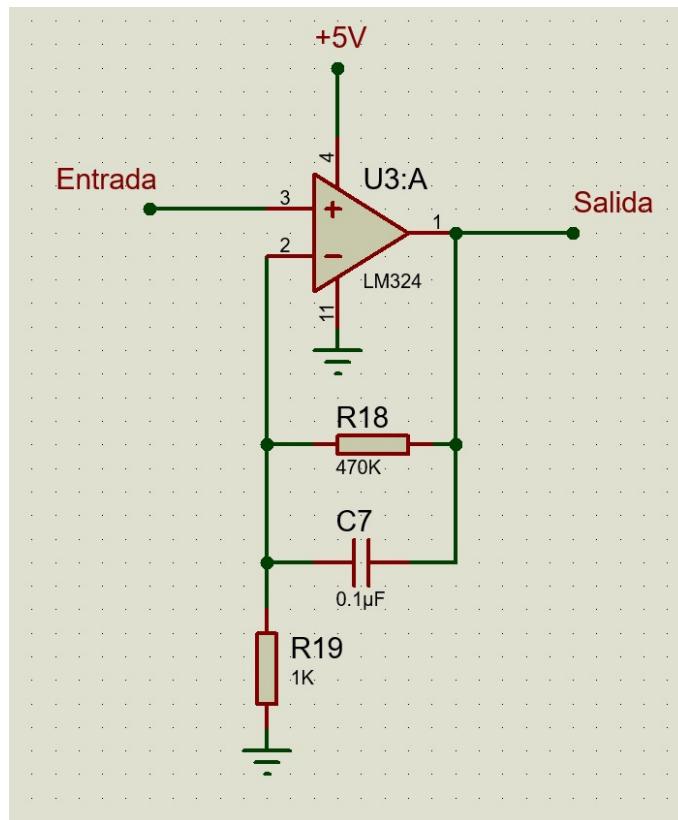


Figura 3.10: Filtro pasa bajo activo no inversor.

3.1.2.6. Recorte de onda

Debido a que la entrada analógica de Arduino solo admite tensiones en el rango de 0V a 5V y la señal, luego de la salida del filtro pasa bajo activo, posee picos que superan este rango la siguiente etapa de procesamiento es un recorte de onda. Esto se logra mediante un transistor NPN 2N3904 dispuesto en una configuración colector común como se puede apreciar en la Figura 3.11.^{27,29}

Esta configuración proporciona una función de adaptador de impedancia debido a la alta impedancia de entrada y su baja impedancia de salida.

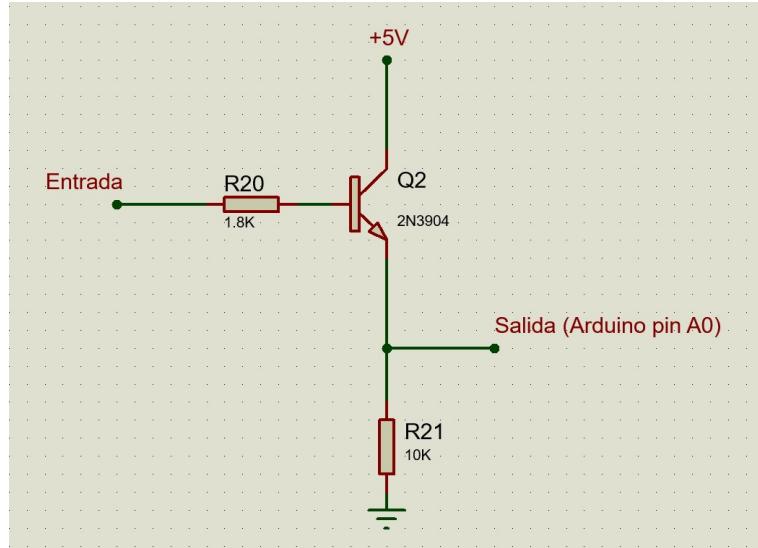


Figura 3.11: Transistor NPN 2N3904 en configuración colector común.

3.1.3. Circuito final de la etapa analógica

El dispositivo consta de la adquisición de dos señales, frecuencia cardíaca y temperatura corporal, y el acondicionamiento de ellas en las etapas antes mencionadas. En la Figura 3.12 se puede apreciar el esquema final con la integración de ambas señales. En la Figura 3.13 se observa el circuito físico creado.

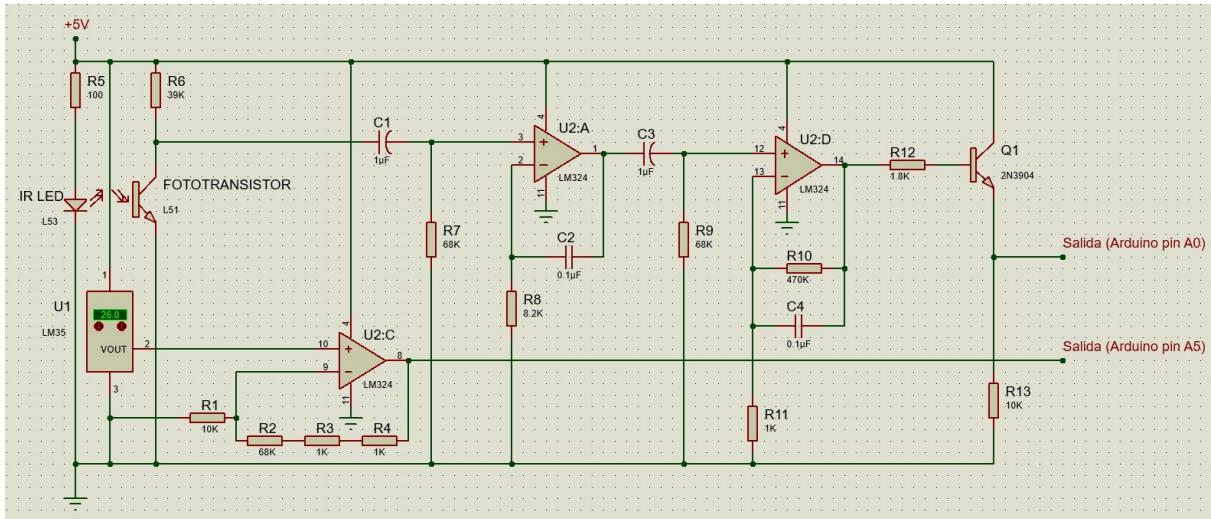


Figura 3.12: Circuito esquemático completo.

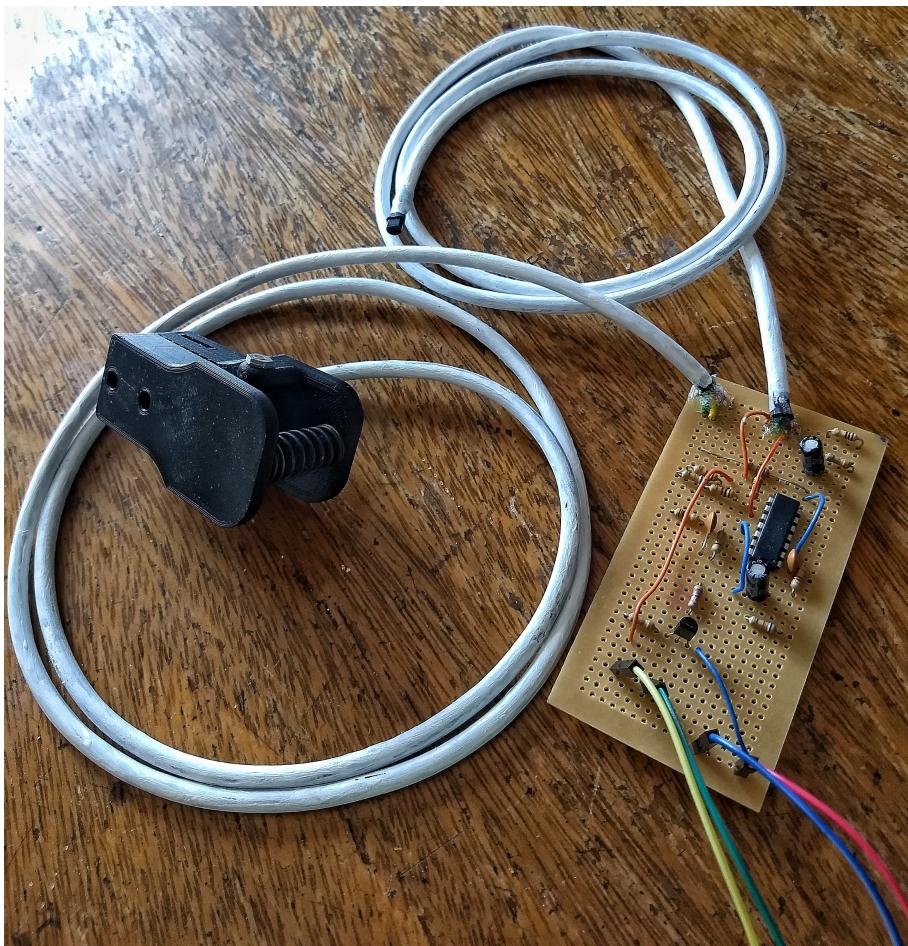


Figura 3.13: Circuito físico.

3.2. Software

El paso siguiente consiste en la programación del microcontrolador de la placa Arduino usando *Arduino Programming Language* y el *Arduino Development Environment*, basados en *Wiring* y *Processing* respectivamente. Esta programación se realiza con el fin de llevar a cabo una correcta conversión analógico/digital de ambas señales. Cabe destacar que debido a la incapacidad de Arduino de realizar varios procesos simultáneamente y la practicidad de realizar la interfaz gráfica se utilizó *Python 3.7*.

El diagrama de flujo de la etapa digital se muestra en la Figura 3.14.



Figura 3.14: Diagrama de flujo. Las figuras en color verde corresponden etapas realizadas en Arduino mientras que las celestes en adelante corresponden a etapas en Python 3.7

A continuación, se describe el proceso de digitalización en Arduino y Python 3.7:

3.2.1. Arduino

3.2.1.1. Temperatura corporal

Como se vió en la Sección 3.1.1 el sensor LM35 entrega un voltaje de 10mV por grado centígrado y luego de una amplificación con ganancia 8 el circuito entregara 80mV por grado centígrado. Teniendo en cuenta esto la ecuación para la conversión es la siguiente:

$$temperatura = ((Vin \times 5 \div 1024) \div 0,08) \quad (3.3)$$

El voltaje de la entrada analógica A5 de Arduino se multiplica por 5 debido que este es el voltaje máximo que aceptan las entradas analógicas, luego se divide por 1024 debido que Arduino Uno

dispone de 10 bits de resolución y por último se divide por 0.08 que son los mV que equivalen cada grado centígrado. El código de esta etapa se puede ver en el capítulo B, (Figura B.1).²⁷

3.2.1.2. Frecuencia cardíaca

La señal luego de ser procesada analógicamente y que llega a la entrada A0 de Arduino es la que se puede apreciar en la Figura 3.15:

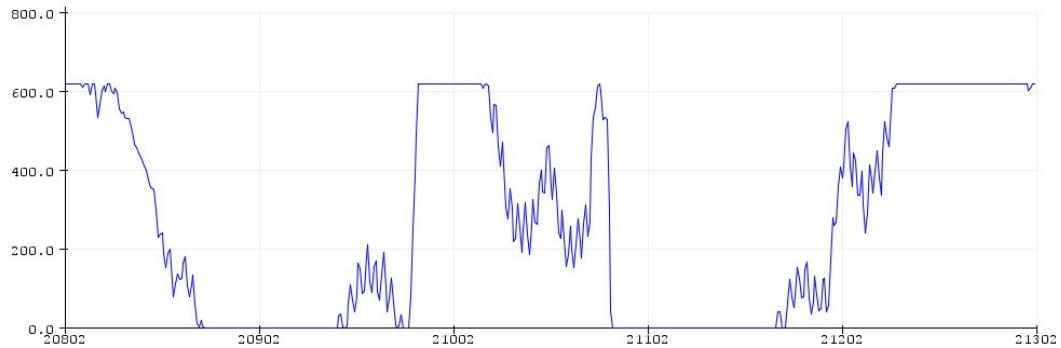


Figura 3.15: Señal luego del procesamiento analógico.

Si bien es bastante definida se debe realizar una umbralización para que sea completamente cuadrada. Para realizar esta tarea se utilizó la librería *Threshold*. Con esta librería se puede realizar una doble umbralización, tanto cuando la señal supera cierto valor superior (500) y cuando supera un valor inferior (100). De esta manera la señal umbralizada queda de la siguiente manera (Figura 3.16):

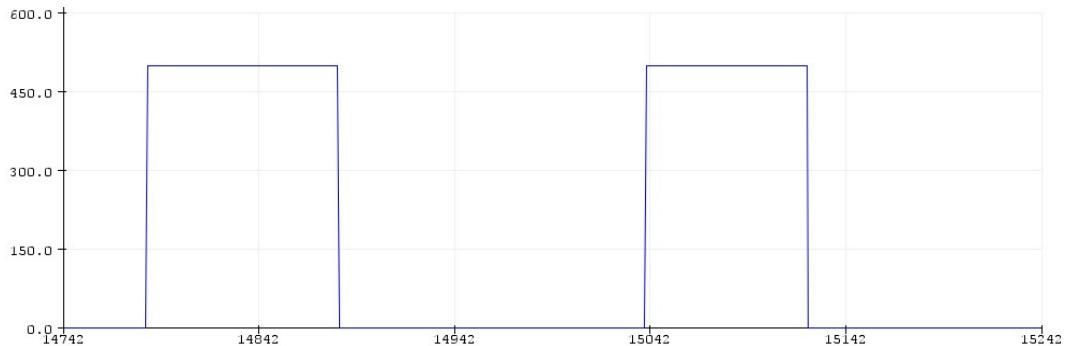


Figura 3.16: Señal umbralizada.

Luego de este tratamiento se prosiguió a la derivación de la señal para poder detectar el flanco ascendente de la señal. Para esto se realizó el límite del cociente incremental:

$$f'(a) = \lim_{t \rightarrow a} \frac{f(t) - f(a)}{t - a} \quad (3.4)$$

Donde en el numerador se realizó el diferencial del valor “actual” ($f(t)$) menos el valor “pasado” ($f(a)$), mientras que en el denominador se realizó el diferencial del tiempo. La señal derivada tiene la forma que aparece en la Figura 3.17:

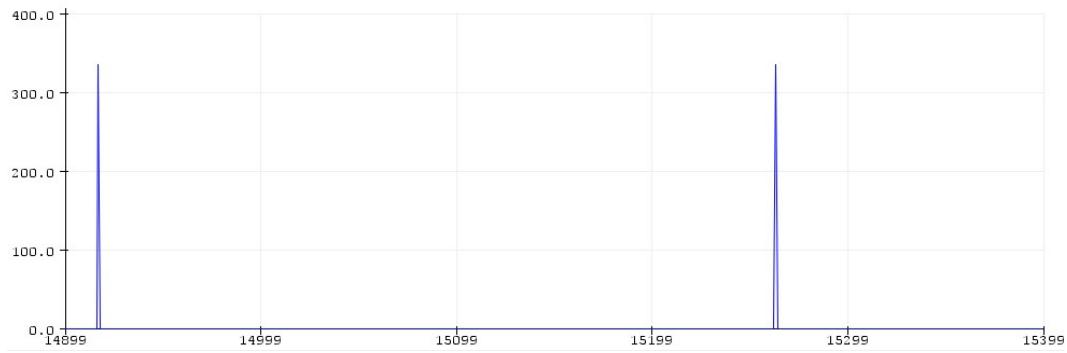


Figura 3.17: Señal derivada.

Después se calculó el tiempo entre impulso de la señal derivada (Figura 3.17) para obtener el valor de la frecuencia cardíaca instantánea. En este punto se realizó un filtro para eliminar valores de frecuencia cardíaca que estén por debajo de 50 y por encima de 200 debido a que son mediciones erróneas. Para finalizar se le realizó otro filtro con el fin de eliminar valores erróneos que no eliminara el filtro anterior. El filtro se logró mediante la determinación de una mediana móvil de la frecuencia con una “ventana” de 5 valores. Para ello se utilizó la librería *MedianFilter*.

El código de esta etapa se puede ver en el capítulo B, (Figura B.2).

Ambos códigos unificados se encuentran en el capítulo B, (Figura B.3).

3.2.2. Phyton 3.7

Los valores de frecuencia cardíaca y temperatura corporal se “levantan” en *Python 3.7* a través del puerto serie COM3 mediante el módulo *serial*. Cabe destacar que estos valores están separados por un /t por lo que para poder almacenarlos en variables separadas antes se debe utilizar la función *split*.

El primer proceso que se realiza es el de esperar 4 minutos para empezar a almacenar los valores procedentes de Arduino. Esta espera se realiza debido a que, como se explicó en la Sección 1.2.1, el sensor de temperatura tarda como mínimo 4 minutos para estabilizar su medición. A partir de transcurrido este lapso el programa empieza a “levantar” tanto valores de frecuencia cardíaca como de temperatura corporal por el transcurso de 1 minuto.

Luego de obtener 11 valores el programa los almacena en variables separadas con atributos de lista y calcula la mediana de estos por medio del módulo *numpy* y su función *median*. Esto actúa como un filtro con la finalidad de evitar guardar valores erróneos.

Una vez que se tienen las magnitudes de frecuencia cardíaca y temperatura corporal del sujeto se prosigue, mediante estructuras condicionantes *if*, *elif* y *else*, a evaluar si los valores de los parámetros corresponden a una persona que se encuentra bajos los efectos de la cocaína. Si el pulso se encuentra por encima de 110 pulsaciones por minuto y la temperatura corporal por encima de 38°C el test devuelve como resultado “El sujeto posee signos de estar bajos los efectos de la cocaína”. Si el pulso se encuentra por encima del valor umbral, pero la temperatura corporal no, el test devuelve “El sujeto tiene frecuencia cardíaca alta”. En cambio, si la temperatura corporal se encuentra por encima del valor umbral, pero no así la frecuencia cardíaca, el test devuelve como resultado “El sujeto tiene

fiebre”. Por último, en el caso de que ninguno de los dos parámetros supere los límites, el test muestra “El sujeto no posee signos de estar bajos los efectos de la cocaína”. En cada uno de los casos anteriores además de mostrar los mensajes ya mencionados se indica los valores de cada parámetro.

Para realizar el proceso de exhibición de resultados, mediante interfaz gráfica, como el de almacenamiento de las variables y su respectivo tratamiento se utilizó el módulo *threading*.

3.2.2.1. Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se produjo por medio del módulo *wx* y consta de una ventana con los siguientes mensajes:

- Como se observa en la Figura 3.18, la ventana inicial posee el mensaje “Coloque el termómetro y el dedo pulgar. Luego seleccione comenzar.”. Además contiene un temporizador de 5 minutos el cual se inicia al hacer clic en el botón “Comenzar” que se encuentra en el extremo inferior derecho.

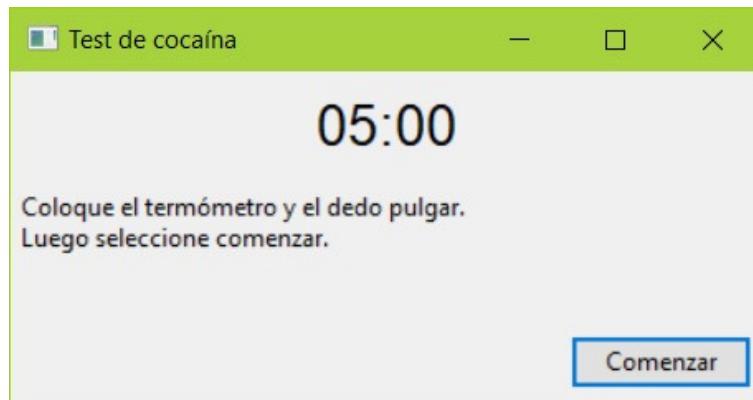


Figura 3.18: Ventana y mensaje inicial

- Luego de clicar sobre el botón el programa comienza con los procesos explicados anteriormente, el temporizador empieza a funcionar y se exhibe el aviso “Aguarde por favor...” como se percibe en la siguiente imagen:

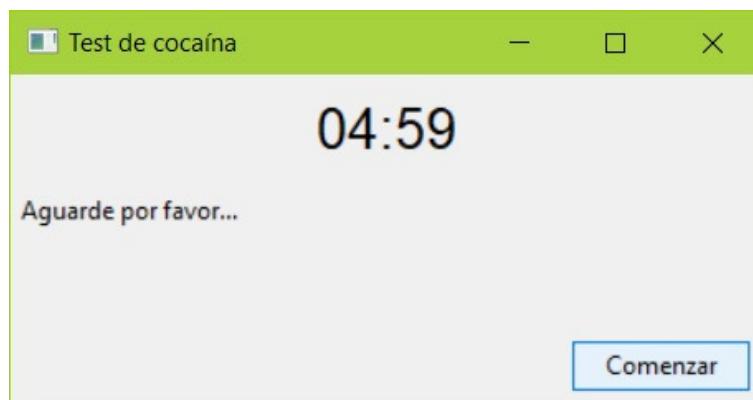


Figura 3.19: Interfaz intermedia.

- Una vez transcurrido el tiempo el programa expone los resultados del test en el siguiente formato:

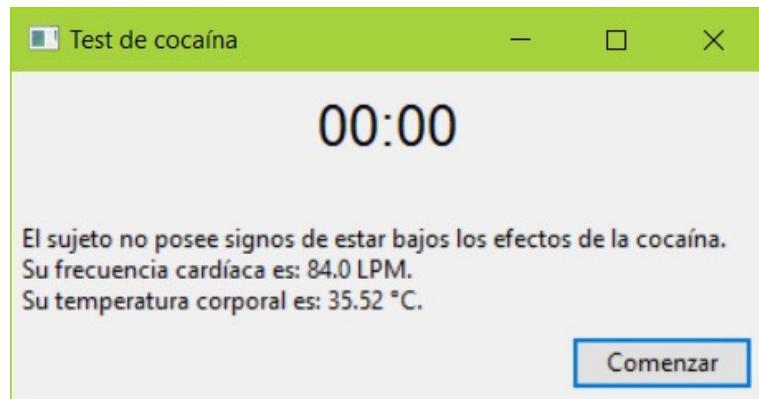


Figura 3.20: Ventana con los resultados

El código de esta etapa se puede ver en el capítulo B, (Figura 3.20).

Cuaderno de Campo

4.1. Informe

①

PROYECTO



Jueves 26/10/17

Definición de proyecto.



Frecuencia Cardíaca Normal en reposo: 60 - 100

latido / tiempo

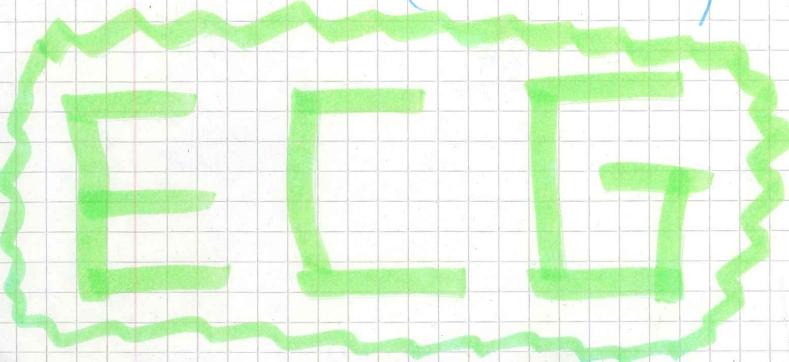
* Muñeca: fuerte

* Logle: débil

* Síntesis: débil.

Frecuencia Cardíaca en actividad: ↗ 120

Frecuencia Máxima: $(220 - \text{edad}) - 220 - 29 = 196$



LIBROS

* "Colocados, lo que hay que saber sobre los ~~drogas~~
más consumidas, desde el alcohol hasta el éxtasis."

by: Dra. Cynthia Kuhn.

Dr. Scott Swartzwelder

Dr. Wilkie Wilson

Editorial: DEBATE

1º edición Argentina mayo 2011



* Donde buscar? • MEDLINE • PubMed

• Biblioteca Nacional de Medicina



* Texto virtual de fisiología y biofísica

Dr. Fernando D. Sanui

fisiologiahumana.weebly.com.

②

Closer Silvina (Latex)

09/11/17

informe. text

primera parte es el forro.

Forro en círculo 2d
sobre latex

Resumen: 300 máx palabras

Elegir en complemento

1º introducción: ¿que voy a hacer?

2º Objetivos:

3º Productos:] ¿que voy a hacer?

4º Resultados: ¿que obtuve?

#Añadir

Mantener el tiempo urbano

Imágenes preferible a formato (eps)

pie de imágenes: debes bien la que das las imágenes

Estado del Arte

4 orillas máx

Escribir para alguien que

sabe ~~de lo que se trata~~

¿Porque voy a hacer lo que hago?

¿Dónde lo voy a hacer, a los señas?

¿Que hay sobre lo que estoy haciendo?

Citar: libros y artículos

Mandar mil. Herreros / Miliess. /
↓
a d.i.

referencias: páginas web; páginas y fechas de acceso

Siglos = texto completo log. siglos ante incógnitas
h siglos.

Evidencias: adquirir datos féticos.

Páginas paper ~~Si - hubo; o → para ver paper~~

~~Objetos Técnicos: Dogan de Mayo y dragon de lata
desmenuzados.~~
~~cocteleras~~

Parafatos: no tienen tiene que tener relación
entre el primero y el último.



Vs una contra la ocaña

③

* Carátula (1)

* Resumen (200 - 300 palabras)

* Introducción (2)

* Descripción anatómica (4)

* Descripción fisiológica (4)

* Descripción del problema (4)

* Estado del Arte (4)

Cerrado
(Después de
las vacaciones)

* Objetivos (1)

* Diseño del dispositivo. (Después de las vacaciones)

* Manual (ir viendo)

Yeraydator

Como adjuntar archivos y que aparezcan en
el informe.

~~Incluir~~

\usepackage{pdfpages}

\includepdf[pages=1]{Nombre documento}

to 10

3-7



Estado del Arte

(4)

* Test de Orina

* Rinoscopía

* Test de Sangre.

Citas: * Trastornos por cocaína e infarto agudo de miocardio, prolongación de estancias y exceso de estos hospitales

* Efectos toxicológicos y neuropsiquiátricos producidos por consumo de cocaína.

Manantialito
Alto



Diagramas: www.lucidchart.com

Objetivos

* Generales

* Académico

* Técnico

* Específicos.

Diagrama de flujo

de bloques desmenuzado
Tener en cuenta la ejecución

Descripción del problema

* Sensor de pulso: Explique problemas del cerebro hipófisis.

Descripción Fisiología

"Colocados": 165

Sistema Nervioso

Los sistemas límbicos (pococer) [tálamo; hipotálamo, amigdala, etc.]

(DOPAMINA)



Cocaina bloques transportadores glut
presinápticos

DAT células possinápticas

(5)

Descripción Anatómica

Apuntes Anatomía M2o.

Autor: H. Rouvière

Año: 1999 / 10^a Edición

Título: Anatomía Humana, Descripción, Topografía y Función
Tomo III Nervios, Sistemas Nervioso Central

Apuntes Sist. Nervioso

+ Autor: Alberto B. Hoüssy

Título: Fisiología Humana pag. 279

Año: 7^a Edición

+ Idem Tomo II

Apuntes Impulso eléctrico

+ Autor: Alberto B. Hoüssy

Título: Fisiología Humana pag. 249

Año: 7^a Edición

Apuntes Sistemas reguladores de la temperatura

+ Autor: Dr. Fernando D. Sanvír

+ Texto virtual de fisiología humana y biofísica

+ pág. fisiologiahumans.webs.com

Apuntes Anatomía Hipófisis.

Morton y Derrickson

Principios de anatomía y fisiología
Hormonas

Apuntes termodinámica

Llibro: Física Universitaria Vol. I Pág. 572

Autores: Sears, Zemansky, Young y Freedman

Año: 12º edición

Apuntes efectos cocaina

www.drugabuse.gov... (~~Resumen~~ dirección completa en carpetas)

Sistema Circulatorio

Corazón → Impulso eléctrico → prepán → Sistema Circulatorio
• Utricul. → distribuye sangre a los órganos
• pulm. → todo sistema

Sistema Regulador de temperatura

Regulación
Homeostasis

Hipotermia → Actividad metabólica

{ Descripción Anatómica

Fisiología → Regulador de temperatura

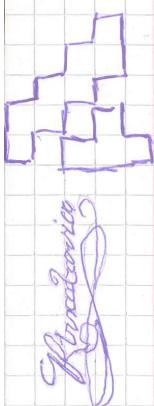
Cocina, alcohol

Principio termodinámico

⑥

Paper (5 - 6 pages)

- * Comunica resultados. (Resumen del informe)
- * Título (Corto pero que ~~funcione~~ sea atractivo)
- * Resumen (250 palabras) Idea final del trabajo
 - ¿Por qué? • Estado del arte (algunos ejemplos)
 - Objeto de estudio. Último párrafo.)
- * Introducción
 - * Materiales y métodos
 - * NO listas de materiales
 - * Desglose de los experimentos y diagramas.
 - * Estadísticas. (Que datos hay y en cuánto grado lo pone)
 - * Resultados (T. Resumo)
 - * Buena gráficas (no explicar curvas, solo mostrar resultados)
 - * Discusiones (T. Presente)
 - (Dejar para después)
 - * De dónde llegamos?
 - Bibliografía



(NO COPIAR DEL INFORME SACAR IDEAS)

Poster: poca bibliografía.

⑦

Presentación

Introducción

* Presentarse

Comunicación

1º Dijo

Desarrollo

IMÁGENES

poco texto más hablado

Texto

índice: segundos columnas

Contexto

fondo blanco

gráficos

integrado (sin marcos)

Comunicación

No cruces de brazos y jera.

Mover.

Mirada: mirar

Posición: firme.

luz: moreno enenendez @qusil.

Vídeo y real

Puedo.

4.2. Electrónica

①

Sensor Temperatura

- * LM-35DZ/SOTIC 8 Pin ~~±~~ $\pm 1^\circ\text{C}$
- * Diodo y resistencia.

LM-35DZ + Amplificador
no inversor

(LM324 [4 amplificadores operacionales])

$+10 \text{ mV}/^\circ\text{C}$

Configuración básica Excitado: $0,5^\circ\text{C}$

$2^\circ\text{C} \rightarrow 150^\circ\text{C}$ (lineal)

$0 \text{ mV} + 10 \text{ mV}/^\circ\text{C}$

Arduino: entradas analógicas $0\text{V}-5\text{V} \rightarrow 0 \rightarrow 1024$

$20^\circ\text{C} \rightarrow 50^\circ\text{C}$

$$0\text{V} \rightarrow 0,5\text{V} \times 10 = 0\text{V}-5\text{V}$$

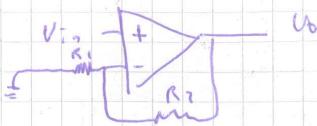
$$\boxed{20^\circ\text{C} - 50^\circ\text{C}} \rightarrow \boxed{20^\circ - 45^\circ\text{C}} \rightarrow 200 \text{ mV} - 450 \text{ mV}$$

P.S.V μV/meter

Amplificador No Inversor

28 → 50 °C

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$



$$10 = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$\left. \begin{aligned} 9 &= \frac{R_2}{R_1} \quad | \quad R_2 = 90 \text{ k}\Omega \\ &\quad R_1 = 10 \text{ k}\Omega \end{aligned} \right\}$$

$$\begin{aligned} R_2 &= 9 \text{ k}\Omega \\ R_1 &= 1 \text{ k}\Omega \end{aligned}$$

$$9 \text{ k}\Omega = \frac{1}{\frac{1}{10 \text{ k}\Omega} + \frac{1}{x}}$$

$$R_1 = 1 \text{ k}\Omega \text{ Morado / negro / rojo}$$

$$\frac{1}{10 \text{ k}\Omega} + \frac{1}{x} = \frac{1}{9 \text{ k}\Omega}$$

$$R_2 = 9 \text{ k}\Omega = 82 \text{ k}\Omega \text{ Gris / } \frac{\text{rojo}}{\text{negro}} / \text{negro}$$

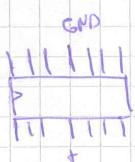
$$\frac{1}{x} = \frac{1}{90}$$

$$8,2 \text{ k}\Omega \text{ Gris / rojo / rojo}$$

$$\boxed{x = 90 \text{ k}\Omega}$$

$$5 \text{ V en Entrada} \xrightarrow{0,5 \text{ V}} 3,66 \text{ V}$$

Con el siguiente arduinoh



$$6,3 \text{ V en tods} \xrightarrow{0,5 \text{ V}} 5 \text{ V}$$

$$\text{LM324 } R_1 = 10 \text{ k}\Omega$$

$$R_2 = 90 \text{ k}\Omega$$

$$20^\circ C \rightarrow 0,2 \text{ V}$$

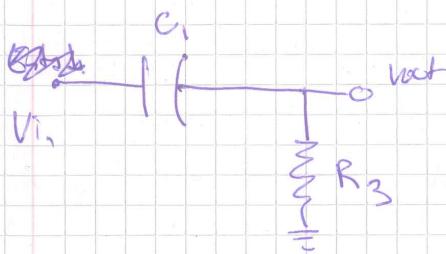
$$45^\circ C \rightarrow 0,45 \text{ V} \rightarrow 3,15 \text{ V} \quad G = 7,7^*$$

$$50,45^\circ C \rightarrow 0,45 \text{ V} \rightarrow 3,6 \text{ V} \quad G = 8 \quad R_2 = 70 \text{ k}\Omega \\ R_1 = 10 \text{ k}\Omega$$

(2)

Pulsímetro

~~LED \rightarrow Medir V_{fot} A.V.~~
~~foto transistor \rightarrow Medir V_{fot} A.V.~~

Filtros P.A.

$$A = \frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{in}}} = \frac{R}{\sqrt{R^2 + X_C^2}}$$

$$f_C = \frac{1}{R \cdot C \cdot 2\pi}$$

$$f_C = \frac{1}{68K \cdot C \cdot 2\pi}$$

$$2\pi \cdot 68K \cdot \pi = \frac{1}{C}$$

$$2\pi \cdot K \cdot \pi = \frac{1}{C}$$

$$C = \frac{1}{2\pi \cdot K \cdot \pi}$$

$$C = 1,17 \cdot 10^{-6} F \approx [1 \mu F]$$

$$f_C = \frac{1}{68K \cdot 1\mu F \cdot 2\pi}$$

$$f_C = 2,34 \text{ Hz}$$

Filtro integrador no inversor

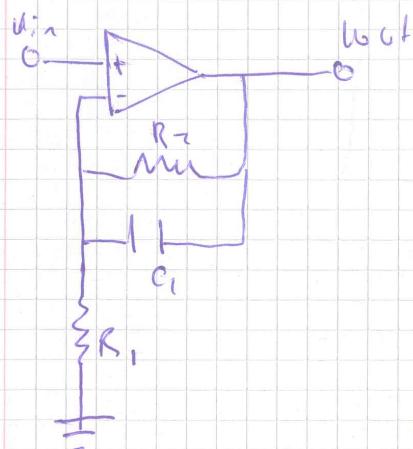
$$I: V_i = CD$$

$$\boxed{-\frac{V_i}{RC} [T] = V_o}$$

$$I: V_i = C \dot{A}$$

$$\boxed{V_o = -\frac{1}{RC} \int_0^t V_i(\tau) d\tau}$$

Filtro PB Activo N.I.



$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1}$$

$$A = 1 + \frac{470k}{1k}$$

$$\boxed{A = 471}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot R_2 \cdot C_1} = \boxed{3,39 \text{ Hz}}$$

$$R_1 = 1k$$

$$R_2 = 470k$$

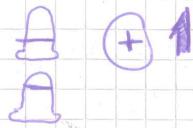
$$C_1 = 0,1 \mu F$$

③

Puls: me tro

Tono 1

Infrarrojo: receptor
emisor



Resistors: (2) 68 K
100 Ω = marrón/negro/negro

220

39 K

470 K

1,8 K

1 K

8,2 K

Capacitors:

1 μF

0,1 μF

Naranja / Gris / azul

rojo / rojo / marrón

Naranja / Gris / marrón

Amarillo / violeta / Azul

Marrón / Gris / rojo

~~8,2 K~~ Gris / Rojo / Púrpura

tantálico

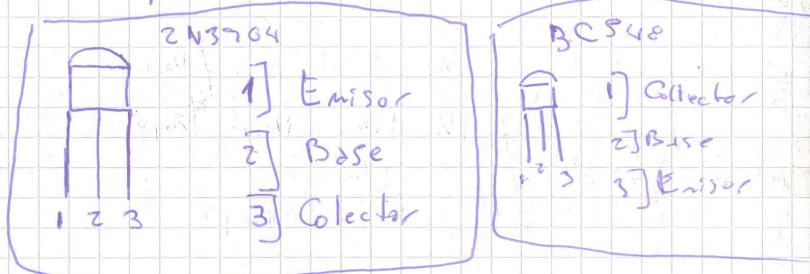
Cerámica

Cerámica

Transistor:



Tono 2



Resistors: 4,7 K (Amarillo, violeta, naranja)

$$\frac{1}{R_B} = \frac{1}{10k} + \frac{1}{x}$$

$\frac{1}{8,2k} = \frac{1}{10k} + \frac{1}{(N+N_E-N_D)}$

~~8,2 K~~ 1K (marrón / negro / rojo)

Transistor NPN BC548

Capacitor (2) 82nF 63V



LM324 = Ruido

TLC071 igual ó Entrada JFET + Ruido +
TLC2262.

Arduino Aref servers

Fernómetro $T_f = 1 + \frac{R_2}{R_1} \cdot R_i = 10k \quad S = 107.1$

$$3.6 = 737.28$$

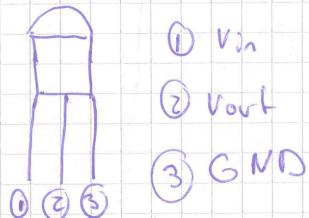
$$G_f = \frac{R_2}{R_1}$$

$$GfK = R_2$$

$$0 - 45^\circ$$

$$--- 737$$

LM35

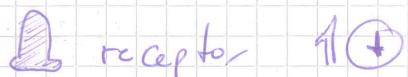


$$R_2 = 70k = 68k \text{ Azul / Gris / Morado} \\ + (2) 1k \text{ Marrón / Negro / Rojo}$$

$$R_1 = 10k \text{ Marrón / Negro / Marrón}$$

④

Pulsímetro Pruebas ①



receptor 1 ①
Ande! Mayor de tu gordo.

Programar: Umbralizador (si o no) ②

③ Derivadas 1º o 2º → ④

$\frac{1}{t}$
Segundo izquierdo o ders ó alto
fórmulas

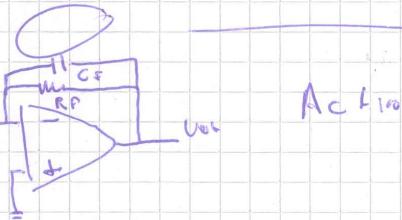
* Clip para que quede fijo (Mugu)

* Otra filtro pasa bajo ①

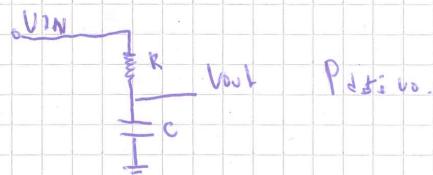
*

Filtro pasa bajo

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_f C}$$



$$G = -\frac{R_F}{R_1}$$



Antes del Amplificador

$$R = 100\Omega$$

$$C = 100\mu F$$

$$\begin{aligned} R &= 21K\Omega \\ R &= 22K \end{aligned}$$

$$C = 220nF \quad f_c = 75Hz$$

$$C = 100\mu F \quad f_c = 72Hz$$

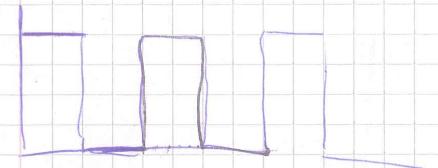
$$\begin{aligned} C &= 0,1\mu F \\ C &= 0,01\mu F \end{aligned} \quad \begin{aligned} f_c &= 75Hz \\ f_c &= 72Hz \end{aligned}$$

$$\begin{array}{lll}
 R_1 = 13K & C_1 = 0.1\mu F & f_C = 122 \\
 R_2 = 15K & C_2 = 0.1\mu F & f_C = 106 \\
 R_3 = 10K & C_{0.1} = 1\mu F & f_C = 159 \\
 R_4 = \frac{R}{2} & C = 0.1\mu F & f_C = \cancel{234} \\
 & & f_C = 234
 \end{array}$$

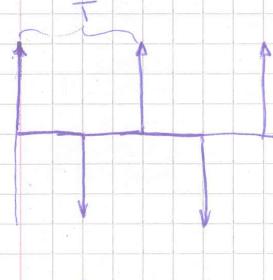
Verbal | V: libreria Threshold.lib

Derivada: numerica discreta q6000 nulos por seg

①



$$\textcircled{P} = \frac{1}{T}$$



②

medida

$$\Delta t \Rightarrow h = (t_n - t_{n-1})$$

$$\Delta y = P(n) - P(n-1)$$

$$\frac{\Delta y}{\Delta t} \approx y'$$

60 62 58 120 61 65 57 90 59

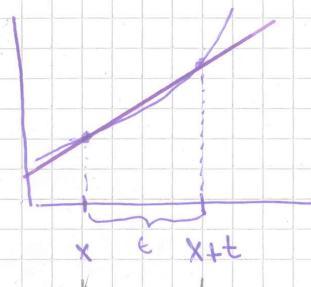
[]

60 62 61 65 61 65 59

(5)

Pulsímetro Pruebas ②

$$f'(x) = \lim_{t \rightarrow 0} \frac{f(x+t) - f(x)}{t}$$



$$t = \frac{9600}{1 \text{ Seg}}$$

$$T = \frac{1}{\Delta t}$$

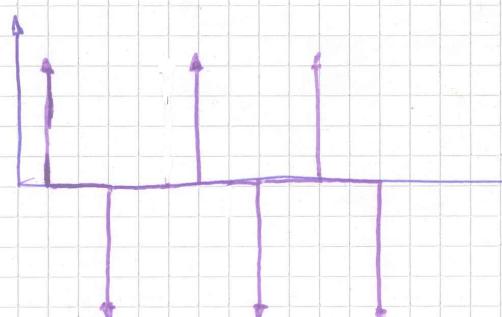
Tiempo de muestreo Arduino sin programar 118.10^{-6}

Serie
García

derivada



$$f(x) = \frac{1 - 0}{t_2 - t_1} = \frac{1}{\Delta t}$$



$$f(x) = \frac{1 - 0}{t_2 - t_1} = \frac{-1}{\Delta t}$$

t Programa

A hora : Contador de milisegundos.
pasado = 0 inicia en 0

$$\text{diferencial tiempo} = \text{A hora} - \text{pasado}$$

$$\text{pasado} = \text{diferencial tiempo}$$

A hora	pasado	Δt
0	0	0
1	0	1
2	1	1
3	1	2
4	2	2
5	2	3

$$\frac{\text{Nº Pulses}}{60,5} = \frac{1585}{0,000001 \text{ s}}$$

2

$$1 \text{ pulso} \quad \xrightarrow{\text{FC}} \quad x \mu\text{s}$$
$$(f_C) \quad \xrightarrow{\quad} \quad 6 \cdot 10^6 \mu\text{s}$$

$$3 \text{ ms} = 0,003 \text{ s} \times 1$$

$$f_C = \frac{60\,000\,000}{x} = 50 \text{ lpm} = 220 \text{ lpm}$$

$$x = 120\,000$$

$$x \approx 272727$$

Media o' Media móvil
t ✓

"MeanFilterLib.h" X

Media móvil:

"MediaFilterLib.h"

⑥

Terómetro Pruebas

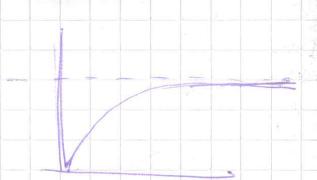
LM35

4°C

0,01V

45°C

0,45V



Amplificador

0,11

3,64V

Pruebas	Digital	t	Análog: o.
① I	37,24°C	5'22"	Mayor val: 34,91 Menor val: 37,29
② D	36,26°C	2' 11	" " : 35,22 " " : 34,55
③ E	36,78°C	1'	" " : 36,19 " " : 33,63
④ D	35,69°C	" 11	35,83 " " : 32,90

Código Python

```
class Hilo(Thread):
    def __init__(self):
        self.x = True
        self.ser = serial.Serial()
        y = 1
    def imprimir(self):
        print(self.x)
        print(y)
    def run(self):
        while self.x:
            self.ser.
```

VER

```
h = Hilo()
h.join()
```

```
class Ventana(wx.Frame):
```

```
def boton(self, evt):
    self.h.join()
```

data = ser.readline().decode('utf-8')
listas = data.split('\r\n')
listas[0]
listas[1]

⑦

Mostrar resultados.

Py Serial ✓

wxpython ✓

(entrelazado) threading: ejecución de varias operaciones al mismo tiempo
en el mismo espacio de proceso.

★ Threading : Programar con hilos.

○

diagrama python

Generación de datos

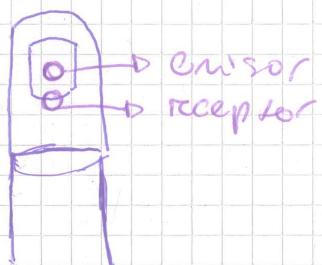
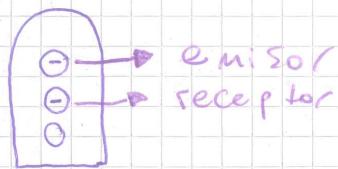
Algo que sonda y deduce.
~~Presiona y~~ presiona start para comenzar medición



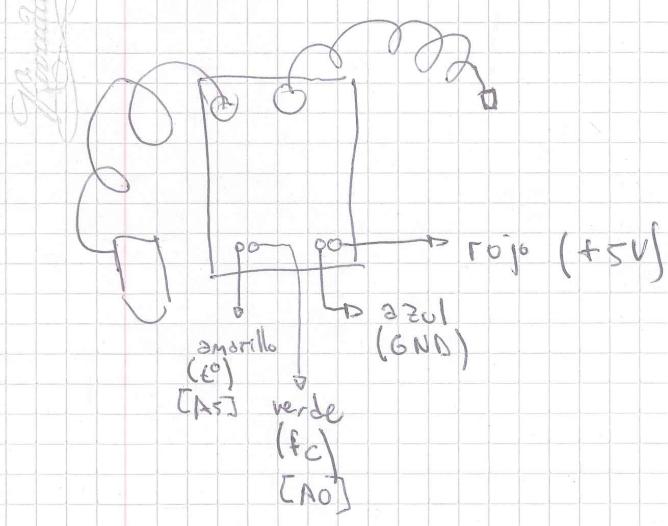
Comenzó hilo de medición
durante 4'

(8)

Dedo 1



Placa



4.3. Diseño

①

Curso Diseño

programas

- { - Rhino (intuitivo) trabaja por superficies.
- Solid sketch / trabajó con ~~superficies~~ formas.



Aerobata, slackline, parada de mano; gimnasio.



- Funcional (Sensibilidad - Fuerza - Reacción)

- Visual



- Reflectivo.



Sensibilidad en las palmas puede ser aplicado
a personas que usan las manos como
trabajo, resistencia.

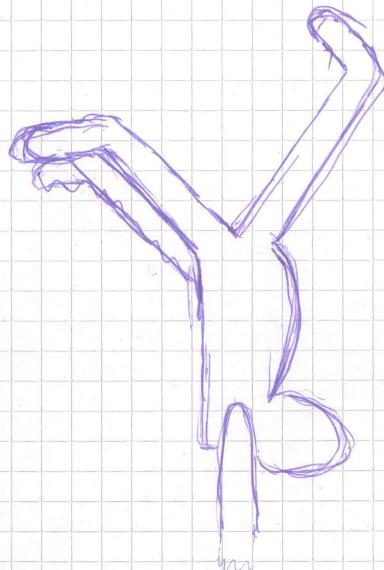
Cirujano → sensibilidad.



Protesis lóptica.



Tela de araña.

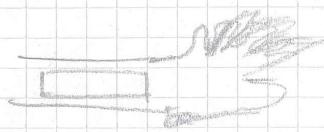
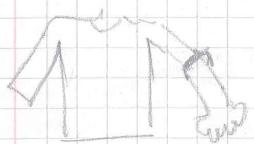
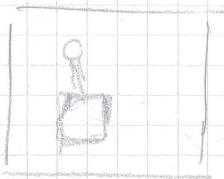
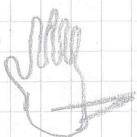


()

3



Fucosil = T°, Glucosa, Presión, O₂, Clima, Pico, Seguridad
Bakris, G6, Alter.



Mona Lisa

Mountiferm

Mountol arm

(2)

Diseño

termómetro díscenos insondadores

* Oxímetros.

* Unifilar termómetro/pulsómetro.

+ Tiene que ser mejor que un termómetro. MÁS FÁCIL.

* todo en la mano

RINs. Sust.

+ Termómetro con vaso fundido descriptible.

* App. ??

Base con cravos y dedos

Yanacocha
Yanacocha

Mujer ta: rodado más chico solo dedo gordo.

Pintar esmalte blanco. cable

Muchas capas con unidas diluidas y al

Acrílico.

Cosas \int First Phobia ingresa AVC. Protección.

que te dirá Mantis de ingesta. Estadio de mundo.
en la pregunta

Guardar en un tap.

Cable loco

Fumar mil.

Tp: mil.

monedas paquetes.

Conclusiones

En este trabajo se construyó un sistema para inferir consumo de cocaína a partir de frecuencia cardíaca y temperatura corporal. Puede concluirse, a partir del desarrollo de cada etapa del mismo, lo siguiente:

- El acondicionamiento analógico de la señal de temperatura corporal no reviste grandes complicaciones.
- Con respecto a la adecuación de la señal de frecuencia cardíaca se puede concluir que a pesar de que con las diferentes etapas realizadas se logra una señal aceptable, con la incorporación de un número mayor de fases de filtrado se lograría una señal aún más estable.
- Python 3.7 posee módulos muy potentes como *numpy*, *serial*, *threading* y *wx* pero se necesita de un gran conocimiento y sobre todo de mucha práctica para sacar provecho de todas las funciones que integran estos módulos.
- El diseño es un aspecto esencial en el desarrollo de un producto. La fabricación de maquetas y prototipos en 3D a primera vista parece una tarea sencilla, pero nada más alejado de la realidad, debido que conlleva cuantioso tiempo y dedicación para lograr los resultados esperados.
- Se necesitaron varios filtros digitales tanto en Arduino como en Python 3.7 para lograr obtener valores correctos de frecuencia cardíaca. Siendo el filtro de mediana el más eficiente.
- La posición del dedo pulgar en el dedal y la presión que ejerce este tiene demasiada injerencia sobre la captación de la señal.
- Resulta desgradable para el usuario la colocación del sensor de temperatura en su axila derecha.

El desarrollo de este proyecto, a nivel académico, me brindó la posibilidad de adquirir nuevos conocimientos sobre herramientas útiles en el campo de la ingeniería, como programación en *Arduino Programming Language* y *Python 3.7*, asimismo poder reafirmar conceptos relacionados al tratamiento analógico de señales. Además, me permitió instruirme sobre la metodología de la investigación, un saber esencial a la hora de trabajar en áreas como la de investigación y desarrollo o investigación científica.

Trabajo futuro

- Agregar etapas de filtrado en el acondicionamiento analógico de la señal de frecuencia cardíaca.
- Mejorar el dedal en aspectos relacionados a presión ejercida sobre el dedo y la captación de la señal.
- Añadir al programa del test la instrucción de introducir la edad del sujeto de estudio con el fin de que el umbral de frecuencia cardíaca sea aún más específico.
- Aumentar los parámetros de análisis del test, tales como presión arterial, midriasis permanente, etc.
- Globalizar el test para cualquier droga estimulante como anfetaminas, metanfetaminas, efedrina, metilfenidato, metcatinona y éxtasis.
- Construcción de la base del dispositivo a partir de polímeros.
- Construir un dispositivo inalámbrico mediante uso de baterías y conexión bluetooth o wifi.
- Creación de una aplicación para smartphones donde se visualicen los resultados del test.
- Diseño de una versión transportable.

Trabajo de Diseño

CURSO DE BIODISEÑO PARA BIOINGENIERÍA 2018

TRABAJO PRÁCTICO FINAL

NOMBRE DEL GRUPO: **Test de cocaína a partir de ritmo cardíaco y temperatura corporal**

INTEGRANTES: **Agustín Nahuel Quiroga Baigorri**

El objetivo de este trabajo es que puedan realizar un proceso intelectual y práctico para proyectar un producto biomédico. Se debe utilizar todo tipo de recursos para el análisis y síntesis del mismo, apelando a la creatividad y expresividad para la ideación y comunicación del mismo.

Para ello, imaginaremos una situación inicial en la que ustedes trabajan en una gran empresa de productos biomédicos, la cual les solicita el diseño y desarrollo de un producto novedoso. Su rol va a ser el de directores de proyecto.

REQUERIMIENTOS DE LA EMPRESA:

- Segmento de mercado definido (buscar nicho de mercado en lo posible)
- Aplicación del diseño universal
- Aplicación de un enfoque sustentable (procesos, materiales, etc.)
- Aplicación del diseño Biomimético - biónico (pueden consultar en AskNature.org)
- Que sea un producto novedoso y tenga carga innovativa

1| ACTA DE CONSTITUCIÓN DEL PROYECTO

1. NOMBRE DEL PROYECTO: **Test de cocaína a partir de ritmo cardíaco y temperatura corporal**
2. DIRECTOR DEL PROYECTO: **Agustín Nahuel Quiroga Baigorri**
3. PATROCINADOR: **Empresa de transporte Fiderelli.**
4. OBJETIVO: **Crear un test de cocaína a partir de ritmo cardíaco y temperatura**
5. ALCANCE: **Conductores de colectivos urbanos, media y larga distancia de la empresa .**
6. RIESGOS: **Falsos positivos y negativos.**
7. INTERESADOS PRINCIPALES: **Empleadores, estado, y público general que utiliza el servicio o que se encuentra transitando por la vía pública.**

2| ANÁLISIS DEL PRODUCTO A DISEÑAR (Buscar estereotipos, productos similares, productos de la futura competencia y recurrir a la imaginación)

1. MERCADO
 - a) PRODUCTOS EXISTENTES A NIVEL MUNDIAL (Competencia, patentes, conceptos)

Competencia: otros test de cocaína como los de sangre, orina y rinoscopia.

Patentes:

Conceptos: Se encuentran distintos test para saber si la persona ha consumido cocaína en las horas anteriores a la prueba. Lo más usados son:

Test de orina: mediante unas tiras reactivas se puede saber si el individuo consumió cocaína en el transcurso de las 24 a 48 horas.



Análisis de sangre: Se obtiene una muestra de sangre y se analiza en busca del estupefaciente.



b) PRODUCTOS SUSTITUTOS

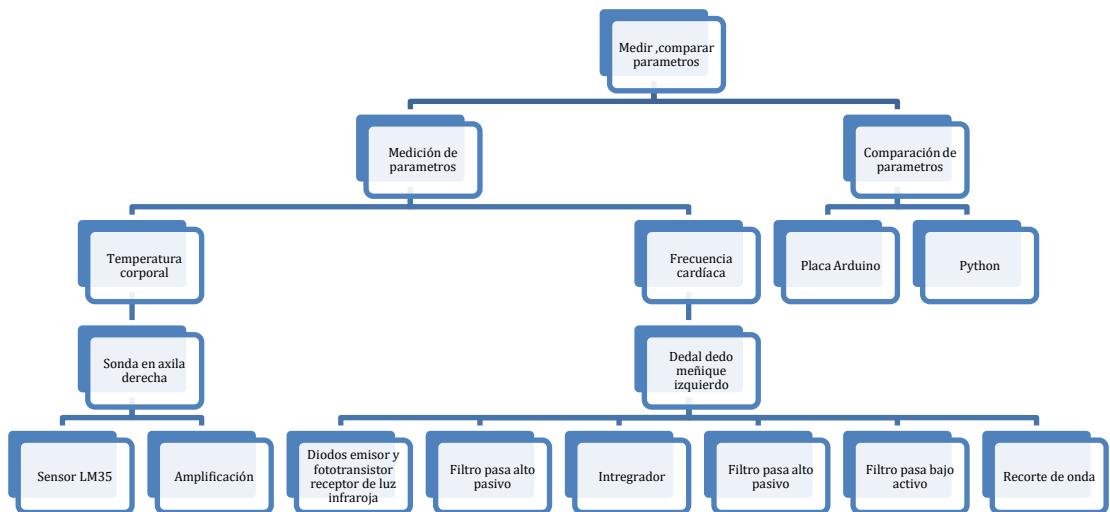
Otros test de cocaína como los de sangre, orina.

2. ASPECTOS FUNCIONALES.

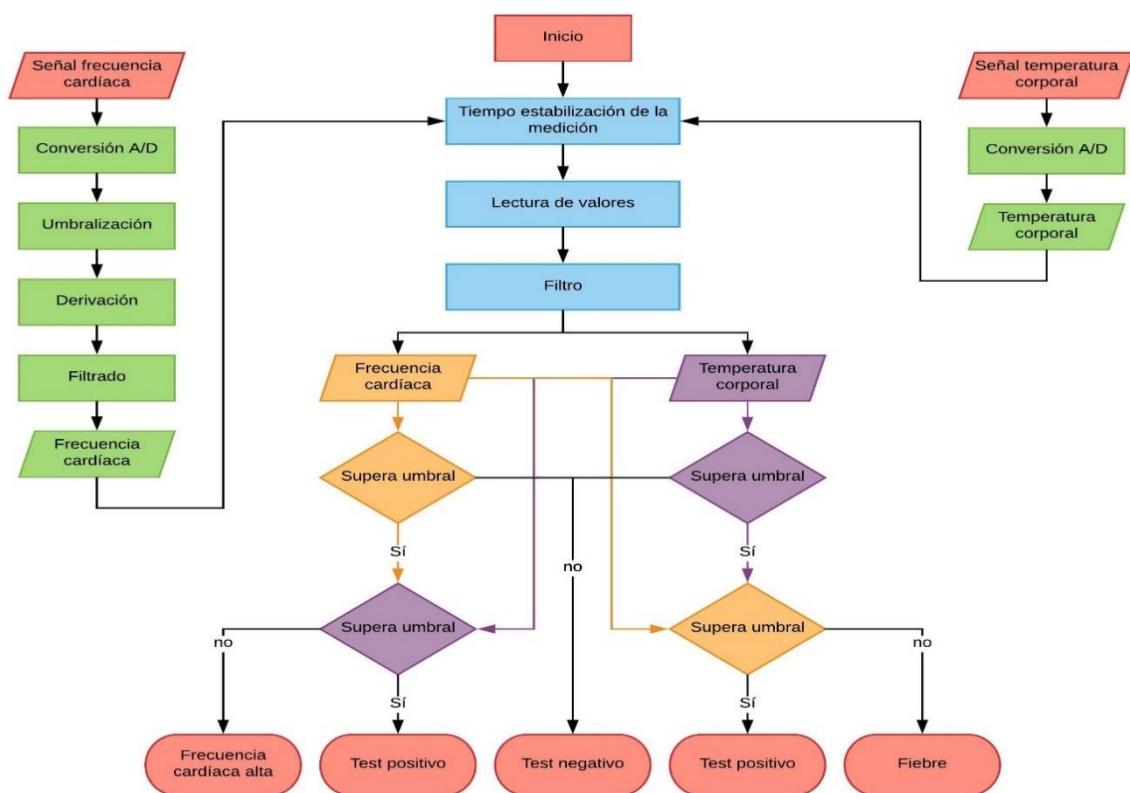
a) FUNCIÓN PRINCIPAL.

Determinar si el sujeto se encuentra bajos los efectos de la droga.

b) JERARQUÍA FUNCIONAL. (árbol)



c) FUNCIONAMIENTO.DIAGRAMA DE FLUJO DESCRIPTO



d) COMPONENTES (graficar un despiece y mencionar las partes)

- Funcionales o dispositivos
- Estructurales o piezas
- Estructurales- funcionales

e) COMPLEJIDAD (subjetiva, comparar con la posible futura competencia)

- Funcional: moderada, lo que puede resultar complejo es el debido posicionamiento del dedo pulgar para poder obtener una medición correcta.
- Constructiva: poco complejo, en una producción en masa no llevaría más de 3 pasos.
- Operativa: poco complejo, solo se debe colocar la mano en la base del dispositivo, colocar el termómetro en la axila, apretar un botón y en 4 minutos se tiene el resultado del test.

f) BUSCAR OTRAS TIPOLOGÍAS FUNCIONALES.

- Utilización de otros sensores digitales de temperatura más precisos y rápidos.
- Utilización de baterías para conseguir un dispositivo inalámbrico.
- Aplicación de teléfono donde se reciben los resultados del test.

3. ASPECTOS DE USO PRÁCTICO.

a) ANÁLISIS HOMBRE-MÁQUINA (objeto, sujeto, ambiente, entorno, etc.)

Objeto: Comprobar si una persona ha consumido cocaína.

Sujeto: cualquier persona que se necesita saber si ha consumido cocaína.

Ambiente: Oficinas de la empresa de transporte.

b) NECESIDAD BIOLÓGICA-FÍSICA DEL USUARIO

Detectar si el sujeto analizado está bajo los efectos de la droga.

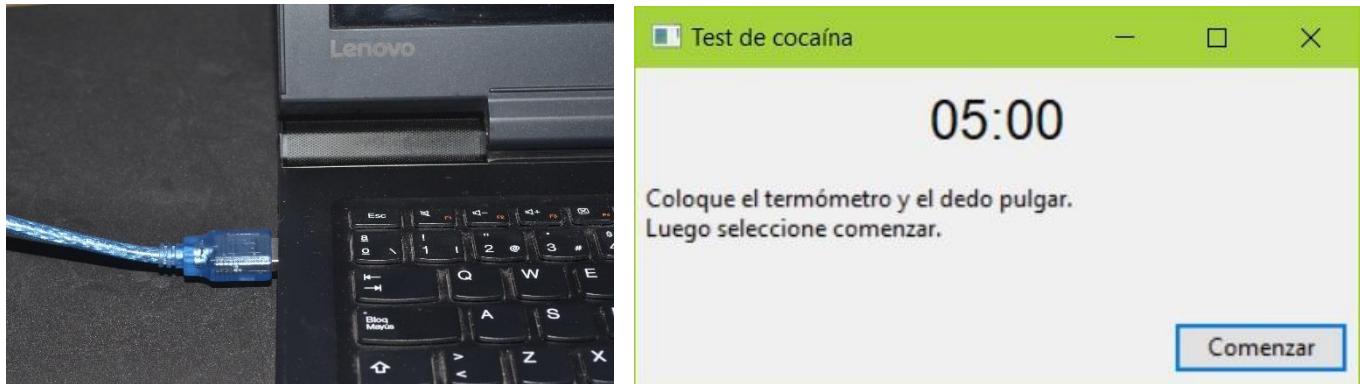
c) TIPIFICACIÓN DEL USUARIO (identificar quienes son y su rol)

Sujeto a analizar: es el que coloca la mano en el dispositivo y al cual se le coloca la sonda en la axila.

Sujeto que analiza: es el cual le coloca el dedal al sujeto en el dedo gordo de la mano, coloca la sonda en la axila de la persona a analizar. Es el que observa los resultados del análisis.

- d) SECUENCIAS DE USO (describir cada situación de uso, puede ser con fotografías, dibujos o esquemas)

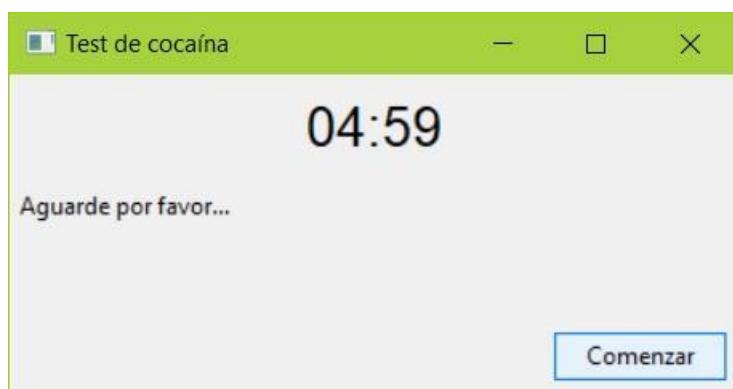
1. Se conecta el dispositivo a la computadora y se abre el programa.



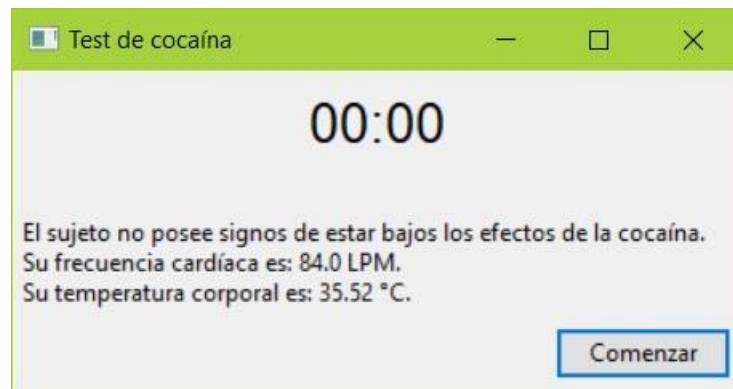
2. Se le coloca el termómetro a la persona en su axila derecha y esta debe colocar su pulgar izquierdo en el dedal.



3. Se hace clic en "Comenzar" y se aguarda 5 minutos.



4. Se obtienen los resultados.



e) IDENTIFICAR ZONAS DE UTILIDAD TÉCNICA Y PRÁCTICA O LAS INTERFACES.

a. Zonas de utilidad práctica o interfaz de uso:

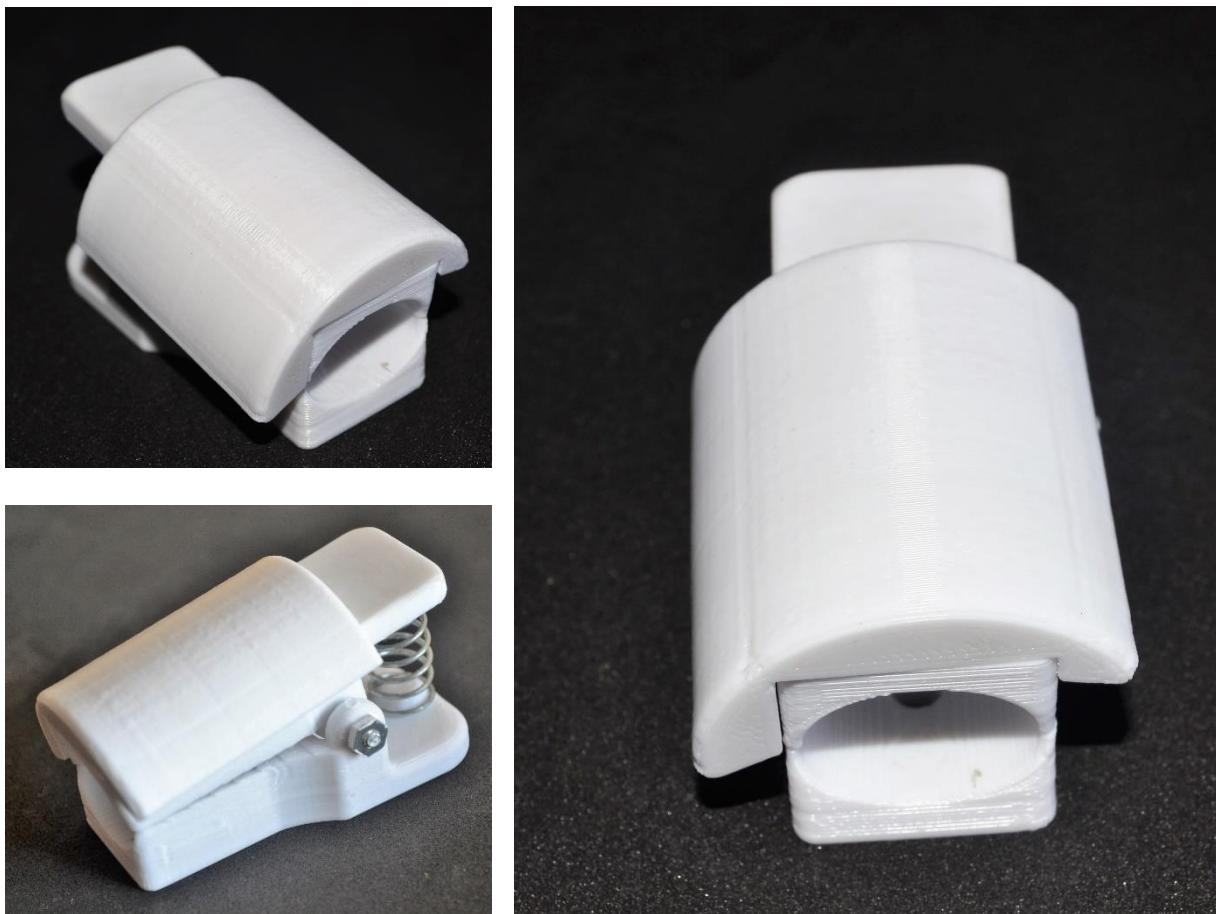
i. Sensor de temperatura.



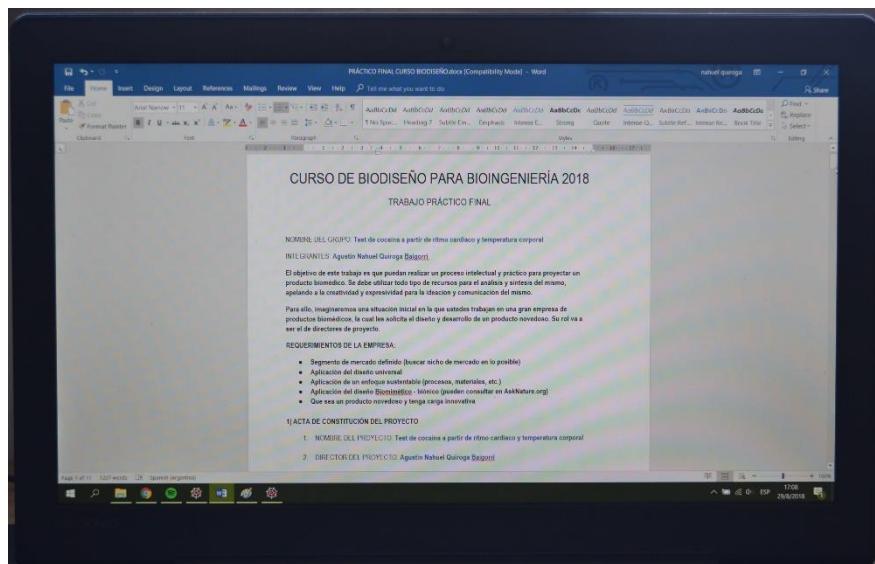
ii. Base del dispositivo.



iii. Dedral.

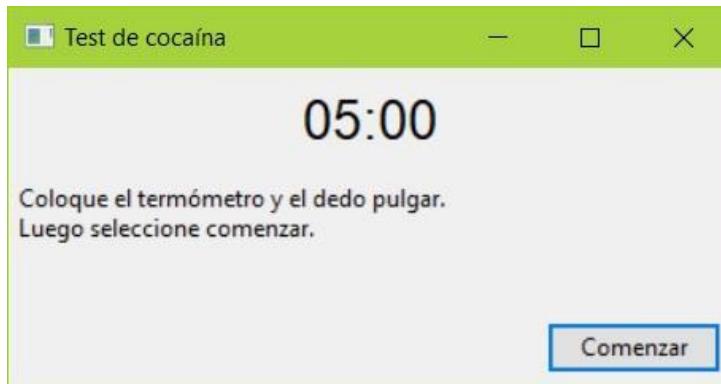


iv. Monitor de la computadora.

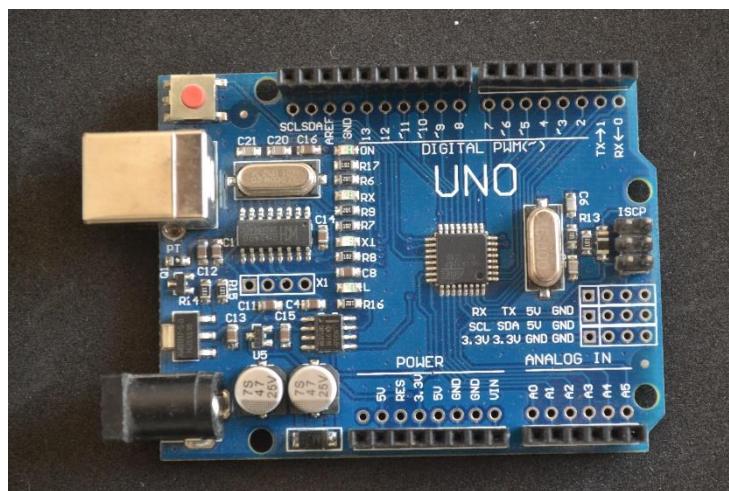


b. Zonas de utilidad práctica:

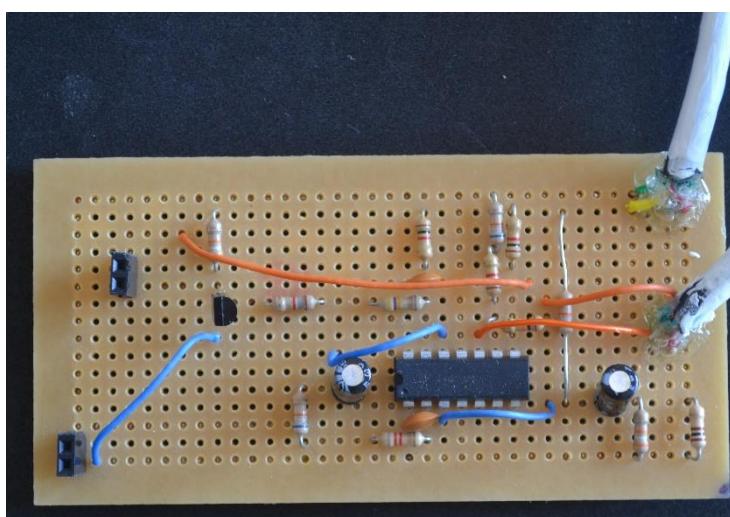
i. Programa del test.



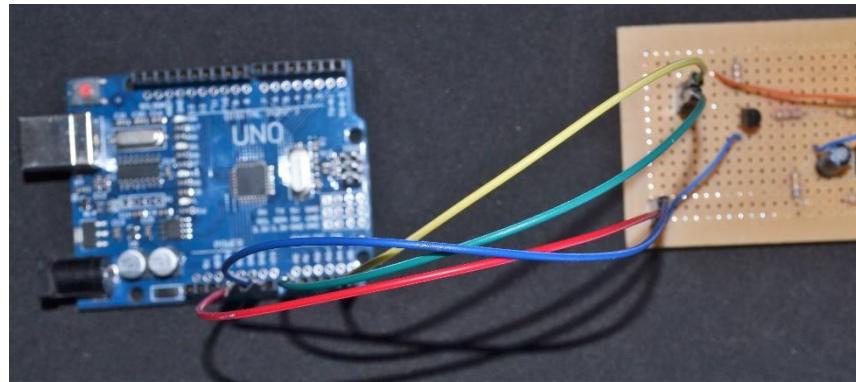
ii. Placa Arduino.



iii. Placa del dispositivo.



iv. Cables conectores placa Arduino / placa dispositivo



v. Cable conector dispositivo/computador.



vi. Cable de la sonda del termómetro.



- f) BUSCAR OTRAS TIPOLOGÍAS DE USO. (p.ej: desfibrilador para sala de hospital, ambulancia, doméstico o para rescatistas. Buscar fotos o representar de manera esquemática mediante un boceto)
- Test de cocaína a conductores en general.
 - Medición de signos vitales a pacientes ya sea en hospitales o de uso casero.
 - Test de otras drogas estimulantes como anfetamina, metanfetamina, efedrina, metilfenidato, catinona.

4. EXPRESIÓN

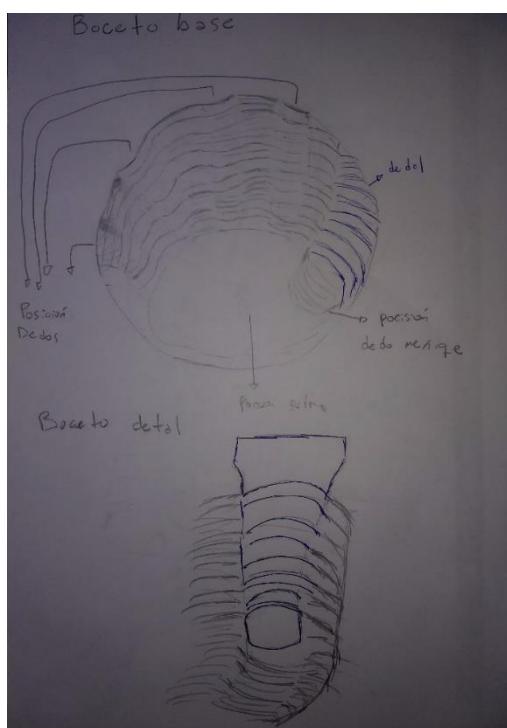
- a) CONFIGURACIÓN (tamaño, peso, formas típicas, colores, texturas, estilos, tendencias)
- Tamaño: aproximadamente 14 cm de ancho, 17 de largo, 6 cm de alto
 - Peso: no supera los 500 gr.
 - Formas: redondeadas, amigables a la vista y al contacto.
 - Colores: Blanco.
 - Texturas: suaves para generar tranquilidad.
 - Materiales:
 - Base: polímero de textura suave.
 - Dedal: polímero de textura suave.
 - Sonda: aislante flexible.
- b) ASPECTOS DE USO SIGNIFICATIVO- EMOTIVO
- Uso significativo: La conformación del producto da la sensación de sencillez.
 - Uso emotivo: el producto da sensación de tranquilidad debido a sus formas redondeadas, su textura suave y su color blanco. Este aspecto es de suma importancia ya que es necesario que el sujeto al cual se le realice la prueba se encuentre tranquilo para evitar falsos positivos.

3| PROGRAMA DE DISEÑO. Objetivo: especificar detalladamente los requerimientos y enunciar características y restricciones. Constituye un elemento de medición entre las exigencias y las propuestas de diseño. (hacer una lista)

- Creación de un test de cocaína más práctico y rápido que los existentes.
- Medir temperatura corporal por un método menos invasivo que la vía rectal.
- Creación de un dispositivo de agradable diseño y que inspire tranquilidad para no alterar mediciones.
- El dispositivo debe ser cómodo.
- El diseño debe poder ser utilizado por el percentil 95 de la sociedad.
- El dispositivo debe reducir el error de medición al mínimo.

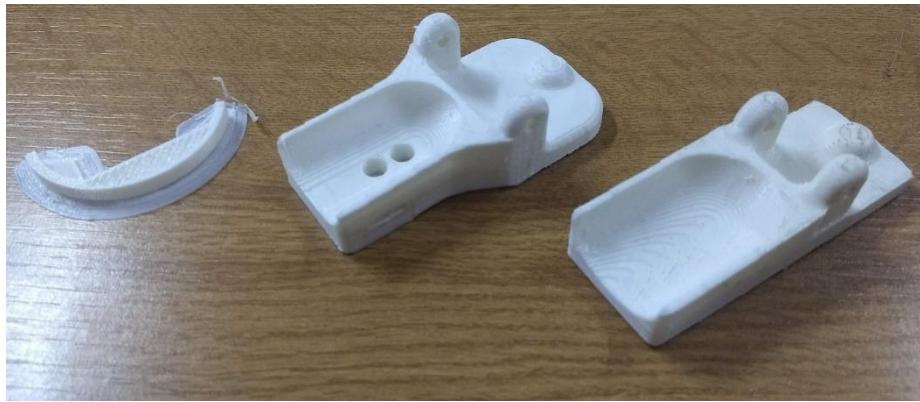
4| SÍNTESIS. Objetivo: generar una solución prefactible.

a) BOCETADO (Generación y selección de soluciones sobre papel y/o maquetas.)



b) CONCEPTOS RECTORES (Modelos de representación más detallados: Dibujos, modelado en 3D, renders, maquetas de estudio.)





- c) COMUNICACIÓN (Láminas explicativas representando con las características principales del diseño, basado en los mismos criterios del análisis, consultar con Lucía Moreno)

5| ANTEPROYECTO. Objetivo: comprobar la factibilidad

- a) ESTUDIOS ERGONÓMICOS (Antropometría, interfaces, instrumentos de control y señal, etc.)

Se utilizó la información de la siguiente tabla antropométrica para realizar la base y dedal, utilizando el percentil 95

Per-centil	Pulgar			Indice			Corazón			Anular			Meñique			Largo	Ancho
	I	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	a	
1 ^a	27,5	29	40,5	18	23,5	47,5	20,5	24,5	44	18,5	24,5	33,5	12,5	22	170	80	
3 ^a	29	30	42	19	24,5	49	22	25	45	20	25,5	34,5	13,5	22,5	175	82	
5 ^a	29,5	30,5	42,5	19,5	25	50	22,5	25,5	46	20,5	25,5	35	14	23	177	83	
10 ^a	30,5	31,5	43,5	20,5	25,5	51	23,5	26,5	47	21,5	26,5	36	14,5	24	180	85	
20 ^a	32	32,5	44,5	21	26,5	52	24,5	27	48,5	22,5	27	37,5	15,5	24,5	185	86	
25 ^a	32,5	33	45	21,5	27	52,5	25	27,5	49	23	27,5	38	16	25	186	87	
50 ^a	34,5	34,5	40,5	23	28	55	27	29	51	25	28	40	18	26	193	90	
75 ^a	36	36	48,5	24,5	29,5	57	29	29,5	53,5	26,5	29,5	41,5	19	27	199	93	
80 ^a	36,5	36,5	49	25	30	57,5	29	30	54	27	30	42	19,5	27,5	201	94	
90 ^a	38	37,5	50	26	30,5	59	30,5	30,5	55,5	28,5	30,5	43	20,5	28	205	95	
95 ^a	39	38	51	27	31	60	31,5	31,5	56,5	29,5	31	44,5	21	28,5	209	97	
97 ^a	39,5	38,5	51,5	27,5	31,5	60,5	32	32	57	30	31,5	45	21,5	29	211	98	
99 ^a	41	39,5	53	28,5	32,5	62	33	32,5	58,5	31	32,5	46	22,5	29,5	215	99	

- b) MAQUETA FUNCIONAL ESCALA 1:1 (fabricada con materiales descartables, donde se puedan ajustar dimensiones, formas, texturas. P. ej: de cartón, goma EVA, poliestireno expandido)



Para la construcción de la base se utilizaron los siguientes materiales:

- Espuma floral.
- Adhesivo vinílico.
- Gesso.
- Base acrílica

Para la construcción del dedal se utilizaron los siguientes materiales:

- Plástico ABS.
- Tornillo.
- Tuerca.
- Resorte.

6| PRESENTACIÓN Y EVALUACIÓN GENERAL.

Paper

Test de cocaína a partir de ritmo cardíaco y temperatura corporal

A. N. Quiroga Baigorri,* M. S. Moyano, G. Quintero, and P. Y. Teruya

Instituto de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Mendoza, Boulogne Sur Mer 683, Mendoza

E-mail: a.quiroga@um.edu.ar

Resumen

En Argentina según un estudio de la Secretaría de Políticas Integrales sobre Drogas de la Nación Argentina (Sedronar), el 5,3% de la población entre 12 y 65 años consumió cocaína alguna vez en su vida, 1,5% declaró consumo de cocaína en el último año y 0.7% son consumidores habituales lo que representa que dos millones de personas admitieron consumir alguna vez en su vida, seiscientas mil en el último año y trescientas mil son consumidoras recurrentes. Ya que la misma produce una estimulación del sistema nervioso simpático es de suma importancia detectar cuando una persona se encuentra bajos los efectos de la droga con el fin de que no realice actividades que demanden el funcionamiento óptimo de todos sus sistemas.

Entre los parámetros que altera el consumo de cocaína se encuentran la temperatura corporal y la frecuencia cardíaca, aumentando los valores normales registrados para una persona que se halla en reposo y saludable. Basandonos en los parámetros mencionados, el presente trabajo busca diseñar un dispositivo capaz de medir el pulso y temperatura corporal del sujeto de estudio, con el fin de constatar si el individuo posee signos vitales con características similares a los de una persona que se encuentra bajo los efectos de la droga.

La frecuencia cardíaca se registrará a través de un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor

receptor de estas ondas electromagnéticas. El sensor de coloca en el dedo pulgar y es capaz de medir los cambios de volumen de sangre en las arterias debido a la mayor reflexión de luz. La temperatura corporal se evaluará mediante un sensor de temperatura analógico, colocado en la axila del sujeto. A partir de la comparación de los valores obtenidos se entregará un resultado.

Introducción

La cocaína copia los efectos del sistema nervioso simpático, se inician todas las respuestas orgánicas asociadas a la reacción de lucha o huida: aumentan la tensión arterial y el ritmo cardíaco, contraen los vasos sanguíneos, dilatan los bronquiolos de los pulmones, aumentan el azúcar en la sangre, aumenta la temperatura corporal y, en general, preparan al cuerpo para una emergencia.¹

En este trabajo solo se hará enfoque a las modificaciones neurológicas que tienen relación con la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal.

La frecuencia cardíaca se registrará a través de un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. El sensor de coloca en el dedo pulgar y es capaz de medir los cambios de volumen de sangre en las arterias debido a la mayor reflexión de luz. La temperatura corporal se evaluará mediante un sensor de temperatura analógico, colocado en la axila del sujeto. A partir de la comparación de

los valores obtenidos se entregará un resultado.

Herramientas y Métodos

Hardware

La metodología para la adquisición tanto de la señal de temperatura proveniente del sensor LM35 y de la señal de pulso procedente de el sensor de pulso consiste de las etapas detalladas en la Figura 1.

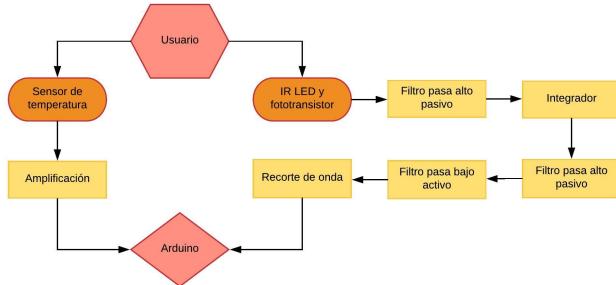


Figura 1: Diagrama de bloques que especifica las etapas necesarias para la obtención de las señales.

Sensor de temperatura

Se utilizó un circuito integrado LM35 con una tensión de salida lineal proporcional a la temperatura centígrada. El sensor entrega en la salida un voltaje equivalente de:

$$V_{out} = 0mV + 10.0mV/\text{°C} \quad (1)$$

Amplificación

Se acopló a la salida del integrador un amplificador de señal con ganancia de 8 para aprovechar la resolución del convertidor analógico/digital de Arduino.^{2,3}

En la Tabla 1 se denota el rango de temperatura que logra sensar el dispositivo, junto con las tensiones que se obtendrán a la salida del sensor y luego de que la señal sea amplificada.

Tabla 1: Voltajes

Temperatura	Vout LM35	Vout Amp.
4°C	40mV	0.32V
35°C	350mV	2.8V
40°C	400mV	3.2V
62.5°C	625mV	5V

Sensor de pulso

El pulsómetro se basa en un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja (IR LED) y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. Las etapas de acondicionamiento de la señal son:

IR LED y fototransistor

Se utilizó un IR LED L53 el cual tiene una corriente máxima de alimentación de 50mA. En tanto el fototransistor se colocó en una configuración emisor común con una corriente mínima de alimentación de 0.1mA.

Filtro pasa alto pasivo

Se acopló un filtro pasa alto pasivo con la finalidad de amortiguar el ruido que posee frecuencias hasta 2.34Hz. Esta etapa tiene también la función de desacoplar la componente continua de la corriente gracias a la utilización de un capacitor en serie con la salida del fototransistor.

Un filtro con las mismas características se adjunta a la salida del amplificador operacional integrador no inversor.

Amplificador operacional integrador no inversor

Se acopla a la salida del filtro pasa alto pasivo un amplificador operacional integrador no inversor, debido a este tratamiento se consigue una señal más nítida y estable. Teniendo en cuenta la señal de entrada se decidió colocar una resistencia de 8.2KΩ y un capacitor de 0.1μF en la disposición característica de este operacional.

Filtro pasa bajo activo

Luego se acopló un filtro pasa bajo activo con la finalidad de amortiguar las frecuencias mayores a 3.39Hz. La ganancia de este filtro es de 471.

Recorte de onda

La señal a la salida del filtro pasa bajo activo posee picos que superan el rango de voltajes de la entrada analógica de Arduino, debido a esto se realiza un recorte de onda mediante un transistor NPN 2N3904 dispuesto en una configuración colector común.

Esta configuración proporciona una función de adaptador de impedancia debido a la alta impedancia de entrada y su baja impedancia de salida.

Software

El paso siguiente consiste en la programación del microcontrolador de la placa Arduino usando *Arduino Programming Language* y el *Arduino Development Environment*, basados en *Wiring* y *Processing* respectivamente. Esta programación se realiza con el fin de llevar a cabo una correcta conversión analógico/digital de ambas señales. Cabe destacar que debido a la incapacidad de Arduino de realizar varios procesos simultáneamente y la practicidad de realizar la interfaz gráfica se utilizó *Python 3.7*.

El diagrama de flujo de la etapa digital se muestra en la Figura 2.

Arduino

Temperatura corporal

La señal luego de ser procesada analógicamente llega a la entrada A5 de Arduino. El sensor LM35 entrega un voltaje de 10mV por grado centígrado y luego de una amplificación con ganancia 8 el circuito entregara 80mV por grado centígrado. Teniendo en cuenta esto la ecuación para la conversión es la siguiente:

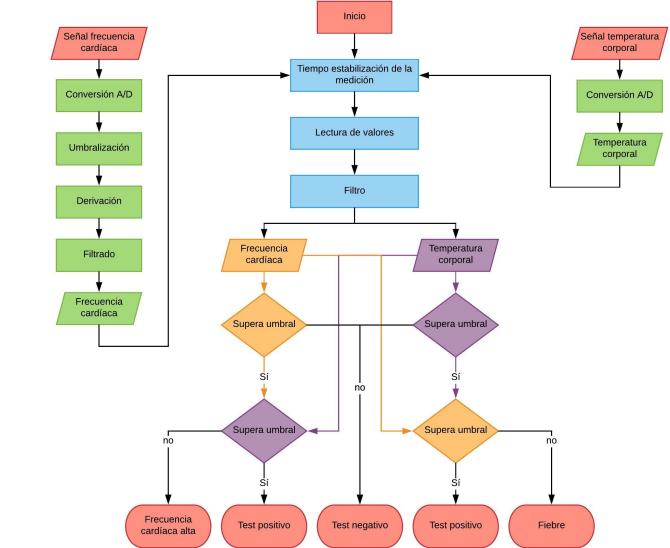


Figura 2: Diagrama de flujo. Las figuras en color verde corresponden etapas realizadas en Arduino mientras que las celestes en adelante corresponden a etapas en Python 3.7

$$temperatura = ((Vin \times 5 \div 1024) \div 0.08) \quad (2)$$

Frecuencia cardíaca

La señal luego de ser procesada analógicamente y que llega a la entrada A0 de Arduino es la siguiente:

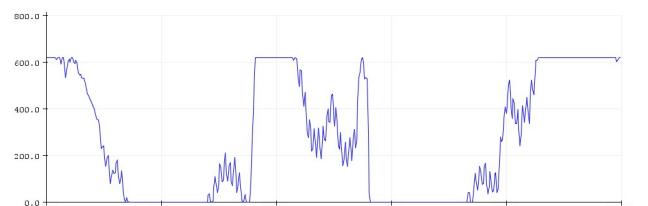


Figura 3: Señal luego del procesamiento analógico.

Si bien es bastante definida se debe realizar una umbralización para que sea completamente cuadrada. Para realizar esta tarea se utilizó la librería *Threshold*.

Luego de este tratamiento se prosiguió a la derivación de la señal para poder detectar el flanco ascendente de la señal. Para esto se realizó el límite del cociente incremental.

Después se calculó el tiempo entre impulso e impulso de la señal derivada y este es el valor

de la frecuencia cardíaca instantánea. En este punto se realizó un filtro para eliminar valores de frecuencia cardíaca que estén por debajo de 50 y por encima de 200 debido a que son mediciones erróneas.

Para finalizar se le realizó otro filtro con el fin de eliminar valores erróneos que no eliminara el filtro anterior. El filtro se logró mediante la determinación de una mediana móvil de la frecuencia con una “ventana” de 5 valores. Para ello se utilizó la librería *MedianFilter*.

Python 3.7

Los valores de frecuencia cardíaca y temperatura corporal se “levantan” en *Python 3.7* a través del puerto serie COM3 mediante el módulo *serial*.

El primer proceso que se realiza es el de esperar 4 minutos para empezar a almacenar los valores procedentes de Arduino. Esta espera se realiza debido a que, el sensor de temperatura tarda como mínimo 4 minutos para estabilizar su medición. A partir de transcurrido este lapso el programa empieza a “levantar” tanto valores de frecuencia cardíaca como de temperatura corporal.

Luego de obtener 11 valores el programa los almacena en variables separadas con atributos de lista y calcula la mediana de estos por medio del módulo *numpy* y su función *median*. Esto actúa como un filtro con la finalidad de evitar guardar valores erróneos.

Una vez que se tienen las magnitudes de frecuencia cardíaca y temperatura corporal del sujeto se prosigue, mediante estructuras condicionantes *if*, *elif* y *else*, a evaluar si los valores de los parámetros corresponden a una persona que se encuentra bajos los efectos de la cocaína. Los valores umbrales utilizados son para la frecuencia cardíaca: 110 pulsaciones por minuto y la temperatura corporal: 38°C. Basándose en esto el test devuelve resultados como los que se aprecian en la Figura 2 en recuadros rojos.

Para realizar el proceso de exhibición de resultados, mediante interfaz gráfica, como el de almacenamiento de las variables y su respectivo tratamiento se utilizó el módulo *threading*.

Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se produjo por medio del módulo *wx* y consta de una ventana con los siguientes mensajes:

- Como se observa en la Figura 4, la ventana inicial posee el mensaje “Coloque el termómetro y el dedo pulgar. Luego seleccione comenzar.”. Además contiene un temporizador de 5 minutos el cual se inicia al hacer clic en el botón “Comenzar” que se encuentra en el extremo inferior derecho.

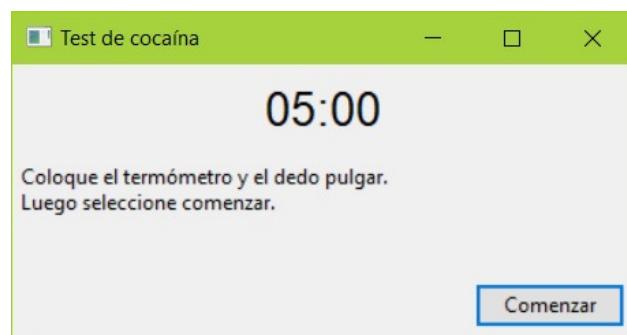


Figura 4: Ventana y mensaje inicial

- Luego de clicar sobre el botón el programa comienza con los procesos explicados anteriormente, el temporizador empieza a funcionar y se exhibe el aviso “Aguarde por favor...”.
- Una vez transcurrido el tiempo el programa expone los resultados del test en el siguiente formato:

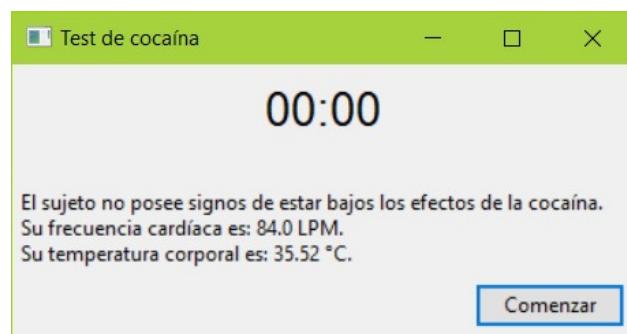


Figura 5: Ventana con los resultados

Resultados

- La maqueta final del dispositivo se puede contemplar en la siguiente imagen:



Figura 6: Maqueta del dispositivo

- Los valores de temperatura corporal que otorga el test se compararon con los medidos por un termómetro digital San-Up y difieren en ± 10 centésimos
- Los valores de frecuencia cardíaca que otorga el test se compararon con los medidos por la aplicación *Samsung Health* de un *Samsung S8* con sensor de pulso y difieren en ± 1 pulso por minuto.

Conclusiones

- El acondicionamiento analógico de la señal de temperatura corporal no reviste grandes complicaciones.
- Python 3.7 posee módulos muy potentes como *numpy*, *serial*, *threading* y *wx* pero se necesita de un gran conocimiento y sobre todo de mucha práctica para sacar provecho de todas las funciones que integran estos módulos.

- Se necesitaron varios filtros digitales tanto en Arduino como en Python 3.7 para lograr obtener valores correctos de frecuencia cardíaca. Siendo el filtro de mediana el más eficiente.
- El diseño es un aspecto esencial en el desarrollo de un producto. La fabricación de maquetas y prototipos en 3D a primera vista parece una tarea sencilla, pero nada más alejado de la realidad, debido que conlleva cuantioso tiempo y dedicación para lograr los resultados esperados.
- Con respecto a la adecuación de la señal de frecuencia cardíaca se puede concluir que a pesar de que con las diferentes etapas realizadas se logra una señal aceptable, con la incorporación de un número mayor de fases de filtrado se lograría una señal aún más estable.

Trabajo futuro

- Agregar etapas de filtrado en el acondicionamiento analógico de la señal de frecuencia cardíaca.
- Mejorar el dedal en aspectos relacionados a presión ejercida sobre el dedo y la captación de la señal.
- Añadir al programa del test la instrucción de introducir la edad del sujeto de estudio con el fin de que el umbral de frecuencia cardíaca sea aún más específico.
- Aumentar los parámetros de análisis del test, tales como presión arterial, midriasis permanente, etc.
- Globalizar el test para cualquier droga estimulante como anfetaminas, metanfetaminas, efedrina, metilfenidato, metcatinona y éxtasis.
- Construcción de la base del dispositivo a partir de polímeros.
- Construir un dispositivo inalámbrico mediante uso de baterías y conexión bluetooth o wifi.

- Creación de una aplicación para smartphones donde se visualicen los resultados del test.
- Diseño de una versión transportable.

References

- (1) Kuhn, C.; Swartzwelder, S.; Wilson, W. Colocados: lo que hay que saber sobre drogas más consumidas, desde el alcohol hasta el éxtasis. *Colocados: lo que hay que saber sobre drogas más consumidas, desde el alcohol hasta el éxtasis* **2011**,
- (2) Instruments, T. LM35 Datasheet. **1999**,
- (3) Arduino, Arduino Uno Datasheet.

Acknowledgement El autor quiere agradecer a todas las personas que colaboraron con la realización de este proyecto.

Poster

A. N. Quiroga Baigorri^{a*}, M. S. Moyano^a, G. Quintero^a, P. Y. Teruya^a

^{a*} Instituto de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería, Universidad de Mendoza, Boulogne Sur Mer 683, Mendoza

*a.quiroga@um.edu.ar

Introducción

En Argentina según un estudio de la Secretaría de Políticas Integrales sobre Drogas de la Nación Argentina (Sedronar), el 5,3% de la población entre 12 y 65 años consumió cocaína alguna vez en su vida y el 1,5% declaró consumo de cocaína en el último año. Esta droga produce una estimulación del sistema nervioso simpático, movimiento deliberado de manos y pies, una euforia inequívoca y activa las respuestas orgánicas asociadas a la reacción de lucha o huida. Por ello, es de suma importancia detectar cuando una persona se encuentra bajos los efectos de la droga con el fin de evitar que realice actividades que puedan afectar a terceros.^[1] El consumo de cocaína altera, entre otros parámetros, la temperatura corporal y la frecuencia cardíaca aumentando sus valores normales para una persona que se halla en reposo. A partir de lo expuesto, el presente trabajo busca diseñar un dispositivo capaz de detectar dichas variaciones.^[2]

Objetivos

Diseñar un dispositivo con los fines de detectar frecuencia cardíaca y temperatura corporal de un sujeto, para inferir si éste posee signos vitales con características similares a los de una persona que se encuentra bajo los efectos de la cocaína.

Herramientas y Métodos

Etapa analógica

La frecuencia cardíaca se registra a través de un sensor infrarrojo, compuesto por un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor receptor de estas ondas electromagnéticas. El sensor de coloca en el dedo pulgar y es capaz de medir los cambios de volumen de sangre en las arterias debido a la mayor reflexión de luz. La temperatura corporal se evalúa mediante un sensor de temperatura analógico, colocado en la axila del sujeto.

Con el fin de acondicionar las señales para su futuro procesamiento digital, se aplican una serie de etapas las cuales se pueden observar en la siguiente imagen:

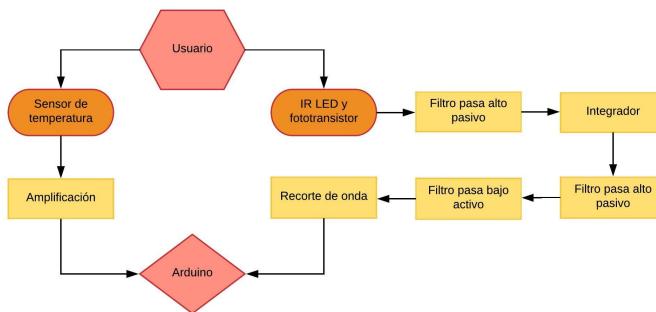


Figura 1: Diagrama de bloques.

La ganancia del amplificador de la señal de temperatura es de 8. En las etapas de filtrado de frecuencias bajas, de la señal proveniente del sensor infrarrojo, se utilizó una frecuencia de corte de 2.34Hz. La fase de integración se realizó por medio de un amplificador operacional en configuración integrador con una resistencia de 8.2KΩ y un capacitor de 0.1μF. El filtro pasa bajo activo posee una frecuencia de corte de 3.39Hz y una ganancia de 471. El recorte de onda se logró gracias a la utilización de un transistor NPN en configuración colector común.

Etapa digital

Utilizando un circuito embebido, en este caso *Arduino*, se realiza la conversión analógica/digital de las señales y se llevan a cabo las etapas de procesamiento que se observan en la figura 2 en recuadros azules

Luego del procesamiento en el entorno *Arduino* se obtienen valores de frecuencia cardíaca y temperatura corporal que son "levantados" en el lenguaje de programación interpretado *Python 3.7* a través del puerto serie COM3 y se les realiza el procesamiento que se aprecia en el diagrama de flujo en los recuadros azules en adelante.

Por último, se evalúa si los valores de los parámetros corresponden a una persona que se encuentra bajos los efectos de la cocaína y según esta comparación el test devuelve los resultados que se aprecian en el final del diagrama.

Conclusiones

- El acondicionamiento analógico de la señal de temperatura corporal no reviste grandes complicaciones.
- La adecuación de la señal de frecuencia cardíaca lograda es aceptable, pero con la incorporación de mayor número de fases de filtrado analógico se obtendría una señal más estable.
- Se necesitaron varios filtros digitales tanto en *Arduino* como en *Python 3.7* para lograr obtener valores correctos de frecuencia cardíaca. Siendo el filtro de mediana el más eficiente.
- El diseño es un aspecto esencial en el desarrollo de un producto. La fabricación de maquetas y prototipos 3D conlleva cuantioso tiempo y dedicación para lograr los resultados esperados.

Referencias

- [1]: M. Somma, *Consumo de cocaína. Estudio nacional en población de 12 a 65 años sobre consumo de sustancias psicoactivas. Argentina, 2017*
 [2]: C. Kuhn, S. Swartzwelder y W. Wilson, *Colocados: lo que hay que saber sobre drogas más consumidas, desde el alcohol hasta el éxtasis, 2011*

Agradecimientos

El autor quiere agradecer a todas las personas que colaboraron con la realización de este proyecto.

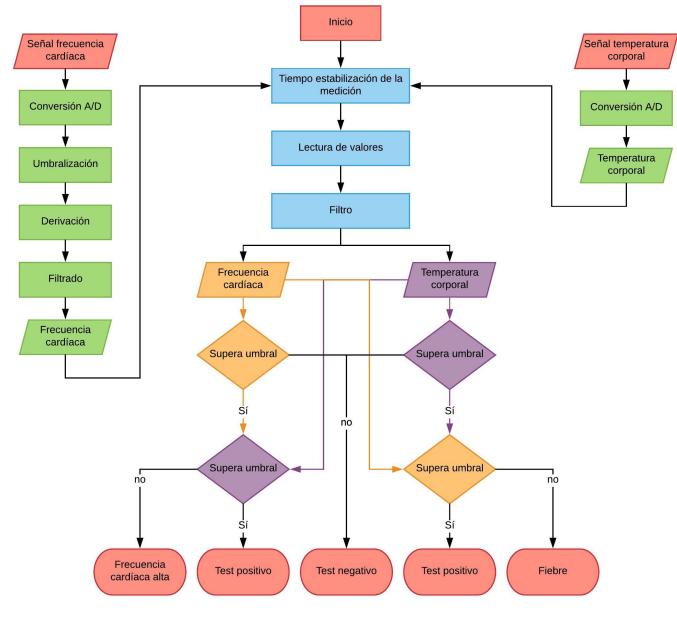


Figura 2: Diagrama de flujo.

Resultados

- La maqueta final del dispositivo se puede apreciar en la siguiente imagen:



Figura 3: Maqueta del dispositivo.

- Los valores de temperatura corporal que otorga el test se compararon con los medidas por un termómetro digital San-Up y difieren en ±10 centésimos
- Los valores de frecuencia cardíaca que otorga el test se compararon con los medidas por la aplicación *Samsung Health* de un *Samsung S8* con sensor de pulso y difieren en ±1 pulso por minuto.

Trabajo Futuro

- Agregar etapas de filtrado en el acondicionamiento analógico de la señal de frecuencia cardíaca.
- Mejorar el dedal en aspectos relacionados a presión ejercida sobre el dedo y la captación de la señal.
- Anadir el requerimiento de introducir la edad del sujeto de estudio con el fin de especificar el umbral de frecuencia cardíaca.
- Aumentar los parámetros de análisis del test, tales como presión arterial, midriasis permanente, etc.
- Globalizar el test para que se detecte el consumo de cualquier droga estimulante.
- Construir versión inalámbrica del dispositivo mediante uso de baterías y conexión bluetooth o wifi.

Manual del Usuario

10.1. Estructura

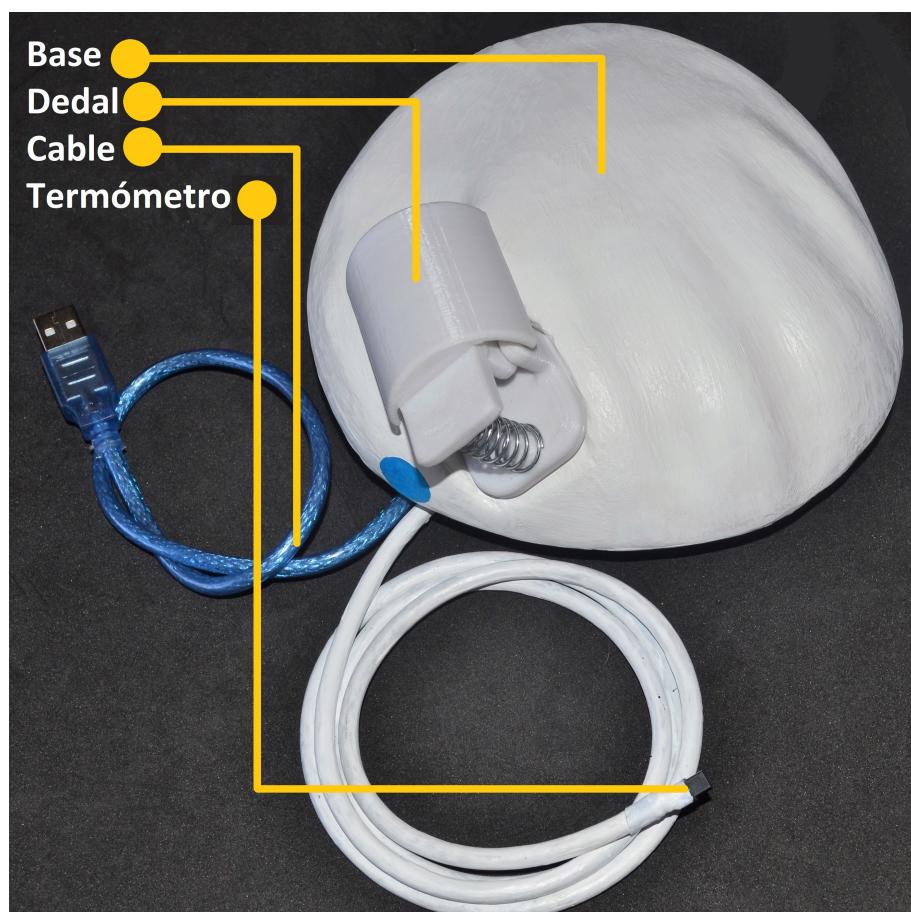


Figura 10.1: Descripción de las partes del dispositivo

10.2. Componentes provistos

Base que dispone de:

- Dedal.
- Cable de conexión a la PC.
- Termómetro.

10.3. Especificaciones técnicas

- Voltaje de operación: +5 Volt.
- Dimensiones de la base (ancho * largo * alto): (14cm * 17cm * 6cm)
- Dimensiones del termómetro (largo * diámetro): (100cm * 0.5cm)
- Dimensiones del cable de conexión a la PC (largo * diámetro): (38cm * 0.5cm)

10.4. Guía de uso

10.4.1. Consideraciones previas

El sujeto al que se le realizará el test debe haber permanecido en reposo un tiempo mínimo de 15 minutos.

10.4.2. Conexión

Conecte al puerto USB de su computador el cable de conexión a la PC como se observa en siguiente imagen:



Figura 10.2: Conexión al computador.

Inicie el programa, luego de ello se abrirá la siguiente ventana:

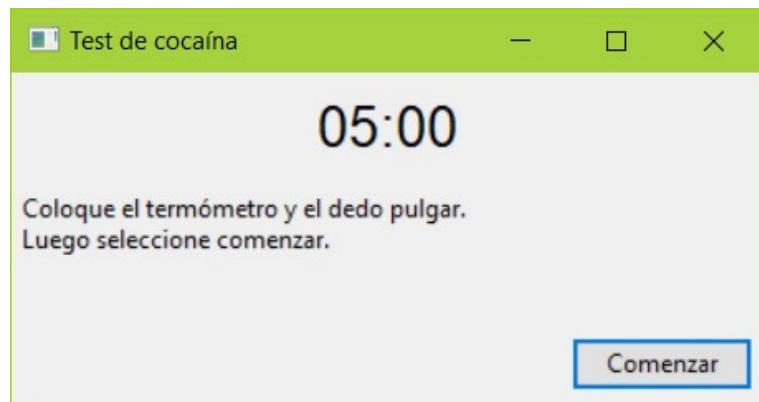


Figura 10.3: Ventana del programa.

10.4.3. Inicialización del programa

El sujeto al cual se le realizará el test debe colocarse el termómetro en la axila derecha oprimiendo correctamente como se aprecia en la imagen ???. Despúes la persona debe ubicar su mano izquierda sobre la base y el pulgar dentro del dedal como se observa en la imagen 10.5.



Figura 10.4: Colocación del dedo pulgar.



Figura 10.5: Colocación de la mano y del dedo pulgar en la base.

Después haga clic en el botón comenzar de la ventana.

10.4.4. Espera y resultados

Aguarde 5 minutos y el programa le otorgará los resultados del test como se puede apreciar en la siguiente imagen:

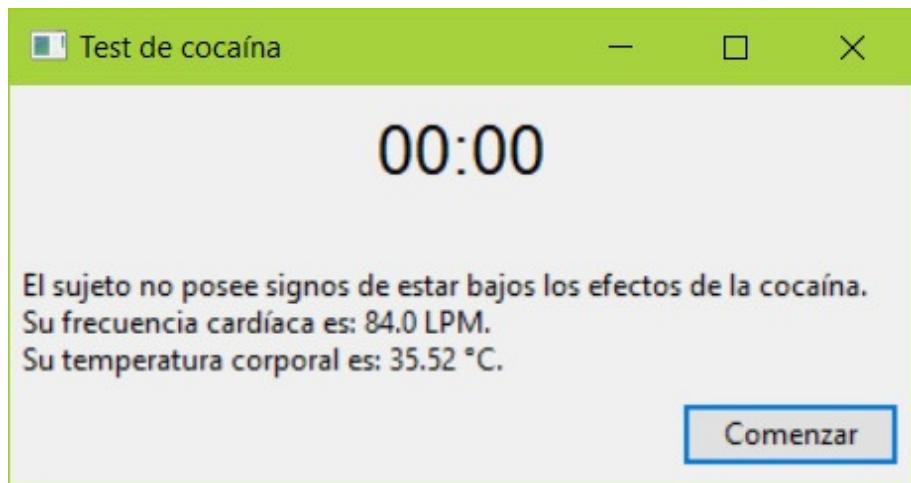


Figura 10.6: Resultados del test.

Al finalizar el test cierre la ventana.

10.5. Errores comunes

- El programa no arroja resultados: cierre la ventana, desconecte y conecte el dispositivo y repita el procedimiento.
- La temperatura corporal es muy baja: Repita el procedimiento asegurándose de que el sujeto oprima correctamente el termómetro en su axila.

10.6. Funciones básicas

El dispositivo realiza una comparación de frecuencia cardíaca y temperatura corporal del sujeto al cual se le practica, con valores correspondientes a una persona bajo los efectos de la cocaína.

El test no es concluyente, en caso de que la persona de positivo debe validarse el resultado mediante un análisis de sangre.

10.7. Datos de contacto

- Quiroga Baigorri, Agustín Nahuel: a.quiroga@um.edu.ar

Apéndices

Data Sheet

LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors

1 Features

- Calibrated Directly in Celsius (Centigrade)
- Linear + 10-mV/°C Scale Factor
- 0.5°C Ensured Accuracy (at 25°C)
- Rated for Full -55°C to 150°C Range
- Suitable for Remote Applications
- Low-Cost Due to Wafer-Level Trimming
- Operates From 4 V to 30 V
- Less Than 60- μ A Current Drain
- Low Self-Heating, 0.08°C in Still Air
- Non-Linearity Only $\pm\frac{1}{4}$ °C Typical
- Low-Impedance Output, 0.1 Ω for 1-mA Load

2 Applications

- Power Supplies
- Battery Management
- HVAC
- Appliances

3 Description

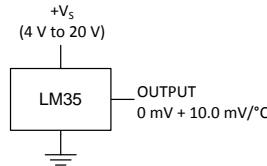
The LM35 series are precision integrated-circuit temperature devices with an output voltage linearly-proportional to the Centigrade temperature. The LM35 device has an advantage over linear temperature sensors calibrated in Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from the output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 device does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of $\pm\frac{1}{4}$ °C at room temperature and $\pm\frac{3}{4}$ °C over a full -55°C to 150°C temperature range. Lower cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The low-output impedance, linear output, and precise inherent calibration of the LM35 device makes interfacing to readout or control circuitry especially easy. The device is used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As the LM35 device draws only 60 μ A from the supply, it has very low self-heating of less than 0.1°C in still air. The LM35 device is rated to operate over a -55°C to 150°C temperature range, while the LM35C device is rated for a -40°C to 110°C range (-10° with improved accuracy). The LM35-series devices are available packaged in hermetic TO transistor packages, while the LM35C, LM35CA, and LM35D devices are available in the plastic TO-92 transistor package. The LM35D device is available in an 8-lead surface-mount small-outline package and a plastic TO-220 package.

Device Information⁽¹⁾

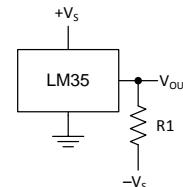
PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LM35	TO-CAN (3)	4.699 mm × 4.699 mm
	TO-92 (3)	4.30 mm × 4.30 mm
	SOIC (8)	4.90 mm × 3.91 mm
	TO-220 (3)	14.986 mm × 10.16 mm

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

Basic Centigrade Temperature Sensor (2°C to 150°C)



Full-Range Centigrade Temperature Sensor



Choose $R_1 = -V_S / 50 \mu\text{A}$
 $V_{OUT} = 1500 \text{ mV at } 150^\circ\text{C}$
 $V_{OUT} = 250 \text{ mV at } 25^\circ\text{C}$
 $V_{OUT} = -550 \text{ mV at } -55^\circ\text{C}$

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

Table of Contents

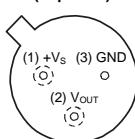
1	Features	1
2	Applications	1
3	Description	1
4	Revision History	2
5	Pin Configuration and Functions	3
6	Specifications	4
6.1	Absolute Maximum Ratings	4
6.2	ESD Ratings.....	4
6.3	Recommended Operating Conditions.....	4
6.4	Thermal Information	4
6.5	Electrical Characteristics: LM35A, LM35CA Limits	5
6.6	Electrical Characteristics: LM35A, LM35CA	6
6.7	Electrical Characteristics: LM35, LM35C, LM35D Limits	8
6.8	Electrical Characteristics: LM35, LM35C, LM35D ..	9
6.9	Typical Characteristics	11
7	Detailed Description	13
7.1	Overview	13
7.2	Functional Block Diagram	13
7.3	Feature Description.....	13
7.4	Device Functional Modes.....	13
8	Application and Implementation	14
8.1	Application Information.....	14
8.2	Typical Application	15
8.3	System Examples	16
9	Power Supply Recommendations	19
10	Layout	19
10.1	Layout Guidelines	19
10.2	Layout Example	20
11	Device and Documentation Support	21
11.1	Receiving Notification of Documentation Updates	21
11.2	Community Resources	21
11.3	Trademarks	21
11.4	Electrostatic Discharge Caution	21
11.5	Glossary	21
12	Mechanical, Packaging, and Orderable Information	21

4 Revision History

Changes from Revision G (August 2016) to Revision H	Page
• Changed NDV Package (TO-CAN) pinout from bottom view back to top view; added textnote to pinout.....	3
• Added pin numbers to the TO-CAN (TO46) pinout	3
Changes from Revision F (January 2016) to Revision G	Page
• Equation 1 , changed From: 10 mV/°F To: 10mv/°C	13
• Power Supply Recommendations , changed From: "4-V to 5.5-V power supply" To: "4-V to 30-V power supply":	19
Changes from Revision E (January 2015) to Revision F	Page
• Changed NDV Package (TO-CAN) pinout from Top View to Bottom View	3
Changes from Revision D (October 2013) to Revision E	Page
• Added <i>Pin Configuration and Functions</i> section, <i>ESD Ratings</i> table, <i>Feature Description</i> section, <i>Device Functional Modes</i> , <i>Application and Implementation</i> section, <i>Power Supply Recommendations</i> section, <i>Layout</i> section, <i>Device and Documentation Support</i> section, and <i>Mechanical, Packaging, and Orderable Information</i> section	1
Changes from Revision C (July 2013) to Revision D	Page
• Changed <i>W</i> to <i>Q</i>	1
• Changed <i>W</i> to <i>Q</i> in <i>Abs Max</i> tablenote.	4

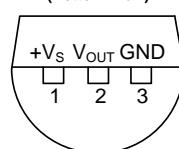
5 Pin Configuration and Functions

**NDV Package
3-Pin TO-CAN
(Top View)**

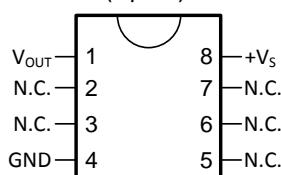


Case is connected to negative pin (GND)
Refer the second NDV0003H page for reference

**LP Package
3-Pin TO-92
(Bottom View)**

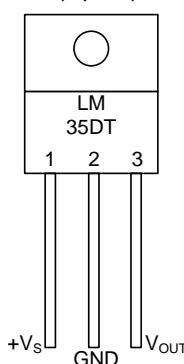


**D Package
8-PIN SOIC
(Top View)**



N.C. = No connection

**NEB Package
3-Pin TO-220
(Top View)**



Tab is connected to the negative pin (GND).

NOTE: The LM35DT pinout is different than the discontinued LM35DP

Pin Functions

NAME	PIN				TYPE	DESCRIPTION
	TO46	TO92	TO220	SO8		
V _{OUT}	2	2	3	1	O	Temperature Sensor Analog Output
N.C.	—	—	—	2	—	No Connection
—	—	—	—	3	—	
GND	3	3	2	4	GROUND	Device ground pin, connect to power supply negative terminal
N.C.	—	—	—	5	—	No Connection
—	—	—	—	6	—	
—	—	—	—	7	—	
+V _S	1	1	1	8	POWER	Positive power supply pin



LM35

SNIS159H – AUGUST 1999 – REVISED DECEMBER 2017

www.ti.com

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

over operating free-air temperature range (unless otherwise noted)⁽¹⁾⁽²⁾

		MIN	MAX	UNIT
Supply voltage		-0.2	35	V
Output voltage		-1	6	V
Output current			10	mA
Maximum Junction Temperature, T _{jmax}			150	°C
Storage Temperature, T _{stg}	TO-CAN, TO-92 Package	-60	150	°C
	TO-220, SOIC Package	-65	150	°C

(1) If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the Texas Instruments Sales Office/ Distributors for availability and specifications.

(2) Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its rated operating conditions.

6.2 ESD Ratings

		VALUE	UNIT
V _{ESD}	Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2500 V

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

6.3 Recommended Operating Conditions

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

		MIN	MAX	UNIT
Specified operating temperature: T _{MIN} to T _{MAX}	LM35, LM35A	-55	150	°C
	LM35C, LM35CA	-40	110	°C
	LM35D	0	100	°C
Supply Voltage (+V _S)		4	30	V

6.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾⁽²⁾	LM35				UNIT
	NDV	LP	D	NEB	
	3 PINS	8 PINS	3 PINS		
R _{JA}	Junction-to-ambient thermal resistance	400	180	220	90
R _{JJC(top)}	Junction-to-case (top) thermal resistance	24	—	—	—

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the *IC Package Thermal Metrics* application report, [SPRA953](#).

(2) For additional thermal resistance information, see [Typical Application](#).

6.5 Electrical Characteristics: LM35A, LM35CA Limits

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 150^{\circ}\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 110^{\circ}\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 100^{\circ}\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5\text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50\text{ }\mu\text{A}$, in the circuit of **Full-Range Centigrade Temperature Sensor**. These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of [Figure 14](#).

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35A			LM35CA			UNIT
		TYP	TESTED LIMIT ⁽¹⁾	DESIGN LIMIT ⁽²⁾	TYP	TESTED LIMIT ⁽¹⁾	DESIGN LIMIT ⁽²⁾	
Accuracy ⁽³⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.2	± 0.5		± 0.2	± 0.5		$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = -10^{\circ}\text{C}$	± 0.3			± 0.3		± 1	
	$T_A = T_{MAX}$	± 0.4	± 1		± 0.4	± 1		
	$T_A = T_{MIN}$	± 0.4	± 1		± 0.4		± 1.5	
Nonlinearity ⁽⁴⁾	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.18		± 0.35	± 0.15		± 0.3	$^{\circ}\text{C}$
Sensor gain (average slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$	10	9.9		10		9.9	$\text{mV}/^{\circ}\text{C}$
	$-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	10	10.1		10		10.1	
Load regulation ⁽⁵⁾ $0 \leq I_L \leq 1\text{ mA}$	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.4	± 1		± 0.4	± 1		mV/mA
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.5		± 3	± 0.5		± 3	
Line regulation ⁽⁵⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.01	± 0.05		± 0.01	± 0.05		mV/V
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.02		± 0.1	± 0.02		± 0.1	
Quiescent current ⁽⁶⁾	$V_S = 5\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	56	67		56	67		μA
	$V_S = 5\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	105		131	91		114	
	$V_S = 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	56.2	68		56.2	68		
	$V_S = 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	105.5		133	91.5		116	
Change of quiescent current ⁽⁶⁾	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	0.2	1		0.2	1		μA
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	0.5		2	0.5		2	
Temperature coefficient of quiescent current	$-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	0.39		0.5	0.39		0.5	$\mu\text{A}/^{\circ}\text{C}$
Minimum temperature for rate accuracy	In circuit of Figure 14 , $I_L = 0$	1.5		2	1.5		2	$^{\circ}\text{C}$
Long term stability	$T_J = T_{MAX}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			$^{\circ}\text{C}$

(1) Tested Limits are ensured and 100% tested in production.

(2) Design Limits are ensured (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

(3) Accuracy is defined as the error between the output voltage and 10 $\text{mv}/^{\circ}\text{C}$ times the case temperature of the device, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in $^{\circ}\text{C}$).

(4) Non-linearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the rated temperature range of the device.

(5) Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

(6) Quiescent current is defined in the circuit of [Figure 14](#).

6.6 Electrical Characteristics: LM35A, LM35CA

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 150^{\circ}\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 110^{\circ}\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 100^{\circ}\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5\text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50\text{ }\mu\text{A}$, in the circuit of **Full-Range Centigrade Temperature Sensor**. These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of **Figure 14**.

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35A			LM35CA			UNIT
		MIN	TYP	MAX	TYP	TYP	MAX	
Accuracy ⁽¹⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$		± 0.2			± 0.2		$^{\circ}\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾		± 0.5			± 0.5	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_A = -10^{\circ}\text{C}$		± 0.3			± 0.3		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾					± 1	
	$T_A = T_{MAX}$		± 0.4			± 0.4		
		Tested Limit ⁽²⁾		± 1			± 1	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_A = T_{MIN}$		± 0.4			± 0.4		
		Tested Limit ⁽²⁾		± 1				
		Design Limit ⁽³⁾					± 1.5	
Nonlinearity ⁽⁴⁾	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		± 0.18			± 0.15		$^{\circ}\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 0.35			± 0.3	
Sensor gain (average slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$		10			10		mV/C
		Tested Limit ⁽²⁾		9.9				
		Design Limit ⁽³⁾					9.9	
	$-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		10			10		
		Tested Limit ⁽²⁾		10.1				
		Design Limit ⁽³⁾					10.1	
Load regulation ⁽⁵⁾ $0 \leq I_L \leq 1\text{ mA}$	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$		± 0.4			± 0.4		mV/mA
		Tested Limit ⁽²⁾		± 1			± 1	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		± 0.5			± 0.5		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 3			± 3	
Line regulation ⁽⁵⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$		± 0.01			± 0.01		mV/V
		Tested Limit ⁽²⁾		± 0.05			± 0.05	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		± 0.02			± 0.02		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 0.1			± 0.1	

(1) Accuracy is defined as the error between the output voltage and $10\text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ times the case temperature of the device, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in $^{\circ}\text{C}$).

(2) Tested Limits are ensured and 100% tested in production.

(3) Design Limits are ensured (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

(4) Non-linearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the rated temperature range of the device.

(5) Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

Electrical Characteristics: LM35A, LM35CA (continued)

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^\circ\text{C} \leq T_J \leq 150^\circ\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 110^\circ\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 100^\circ\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5 \text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50 \mu\text{A}$, in the circuit of [Full-Range Centigrade Temperature Sensor](#). These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of [Figure 14](#).

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35A			LM35CA			UNIT
		MIN	TYP	MAX	TYP	TYP	MAX	
Quiescent current ⁽⁶⁾	$V_S = 5 \text{ V}, 25^\circ\text{C}$		56			56		μA
		Tested Limit ⁽²⁾		67		67		
		Design Limit ⁽³⁾						
	$V_S = 5 \text{ V}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		105			91		
		Tested Limit ⁽²⁾			131		114	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$V_S = 30 \text{ V}, 25^\circ\text{C}$		56.2			56.2		
		Tested Limit ⁽²⁾		68		68		
		Design Limit ⁽³⁾						
Change of quiescent current ⁽⁶⁾	$V_S = 30 \text{ V}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		105.5			91.5		μA
		Tested Limit ⁽²⁾			133		116	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$4 \text{ V} \leq V_S \leq 30 \text{ V}, 25^\circ\text{C}$		0.2			0.2		
		Tested Limit ⁽²⁾		1		1		
		Design Limit ⁽³⁾						
	$4 \text{ V} \leq V_S \leq 30 \text{ V}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		0.5			0.5		
		Tested Limit ⁽²⁾			2		2	
		Design Limit ⁽³⁾						
Temperature coefficient of quiescent current	$-40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		0.39			0.39		$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾			0.5		0.5	
		Design Limit ⁽³⁾						
Minimum temperature for rate accuracy	In circuit of Figure 14 , $I_L = 0$		1.5			1.5		$^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾			2		2	
		Design Limit ⁽³⁾						
Long term stability	$T_J = T_{MAX}$, for 1000 hours		± 0.08			± 0.08		$^\circ\text{C}$

(6) Quiescent current is defined in the circuit of [Figure 14](#).

6.7 Electrical Characteristics: LM35, LM35C, LM35D Limits

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 150^{\circ}\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 110^{\circ}\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 100^{\circ}\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5\text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50\text{ }\mu\text{A}$, in the circuit of **Full-Range Centigrade Temperature Sensor**. These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of [Figure 14](#).

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35			LM35C, LM35D			UNIT
		TYP	TESTED LIMIT ⁽¹⁾	DESIGN LIMIT ⁽²⁾	TYP	TESTED LIMIT ⁽¹⁾	DESIGN LIMIT ⁽²⁾	
Accuracy, LM35, LM35C ⁽³⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.4	± 1		± 0.4	± 1		$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = -10^{\circ}\text{C}$	± 0.5			± 0.5		± 1.5	
	$T_A = T_{MAX}$	± 0.8	± 1.5		± 0.8		± 1.5	
	$T_A = T_{MIN}$	± 0.8		± 1.5	± 0.8		± 2	
Accuracy, LM35D ⁽³⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$				± 0.6	± 1.5		$^{\circ}\text{C}$
	$T_A = T_{MAX}$				± 0.9		± 2	
	$T_A = T_{MIN}$				± 0.9		± 2	
Nonlinearity ⁽⁴⁾	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX},$ $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.3		± 0.5	± 0.2		± 0.5	$^{\circ}\text{C}$
Sensor gain (average slope)	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX},$ $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	10	9.8		10		9.8	$\text{mV}/^{\circ}\text{C}$
		10	10.2		10		10.2	
Load regulation ⁽⁵⁾ $0 \leq I_L \leq 1\text{ mA}$	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.4	± 2		± 0.4	± 2		mV/mA
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX},$ $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.5		± 5	± 0.5		± 5	
Line regulation ⁽⁵⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$	± 0.01	± 0.1		± 0.01	± 0.1		mV/V
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V},$ $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	± 0.02		± 0.2	± 0.02		± 0.2	
Quiescent current ⁽⁶⁾	$V_S = 5\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	56	80		56	80		μA
	$V_S = 5\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	105		158	91		138	
	$V_S = 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	56.2	82		56.2	82		
	$V_S = 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	105.5		161	91.5		141	
Change of quiescent current ⁽⁵⁾	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$	0.2	2		0.2	2		μA
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V},$ $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	0.5		3	0.5		3	
Temperature coefficient of quiescent current	$-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$	0.39		0.7	0.39		0.7	$\mu\text{A}/^{\circ}\text{C}$
Minimum temperature for rate accuracy	In circuit of Figure 14 , $I_L = 0$	1.5		2	1.5		2	$^{\circ}\text{C}$
Long term stability	$T_J = T_{MAX}$, for 1000 hours	± 0.08			± 0.08			$^{\circ}\text{C}$

(1) Tested Limits are ensured and 100% tested in production.

(2) Design Limits are ensured (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

(3) Accuracy is defined as the error between the output voltage and $10\text{ mV}/^{\circ}\text{C}$ times the case temperature of the device, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in $^{\circ}\text{C}$).

(4) Non-linearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the rated temperature range of the device.

(5) Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

(6) Quiescent current is defined in the circuit of [Figure 14](#).

6.8 Electrical Characteristics: LM35, LM35C, LM35D

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^\circ\text{C} \leq T_J \leq 150^\circ\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 110^\circ\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^\circ\text{C} \leq T_J \leq 100^\circ\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5\text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50\text{ }\mu\text{A}$, in the circuit of **Full-Range Centigrade Temperature Sensor**. These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of [Figure 14](#).

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35			LM35C, LM35D			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Accuracy, LM35, LM35C ⁽¹⁾	$T_A = 25^\circ\text{C}$		± 0.4			± 0.4		$^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾		± 1			± 1	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_A = -10^\circ\text{C}$		± 0.5			± 0.5		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾					± 1.5	
	$T_A = T_{MAX}$		± 0.8			± 0.8		
		Tested Limit ⁽²⁾		± 1.5				
		Design Limit ⁽³⁾					± 1.5	
	$T_A = T_{MIN}$		± 0.8			± 0.8		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 1.5			± 2	
Accuracy, LM35D ⁽¹⁾	$T_A = 25^\circ\text{C}$				± 0.6			$^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾					± 1.5	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_A = T_{MAX}$					± 0.9		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾					± 2	
	$T_A = T_{MIN}$					± 0.9		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾					± 2	
Nonlinearity ⁽⁴⁾	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		± 0.3		± 0.2			$^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 0.5			± 0.5	
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		10		10			
		Tested Limit ⁽²⁾		9.8				
		Design Limit ⁽³⁾					9.8	
			10		10			$\text{mV}/^\circ\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾		10.2				
		Design Limit ⁽³⁾					10.2	
Sensor gain (average slope)	$T_A = 25^\circ\text{C}$		± 0.4		± 0.4			mV/mA
		Tested Limit ⁽²⁾		± 2			± 2	
		Design Limit ⁽³⁾						
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$		± 0.5		± 0.5			
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 5			± 5	
Load regulation ⁽⁵⁾ $0 \leq I_L \leq 1\text{ mA}$	$T_A = 25^\circ\text{C}$							
	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}, -40^\circ\text{C} \leq T_J \leq 125^\circ\text{C}$							

(1) Accuracy is defined as the error between the output voltage and $10\text{ mV}/^\circ\text{C}$ times the case temperature of the device, at specified conditions of voltage, current, and temperature (expressed in $^\circ\text{C}$).

(2) Tested Limits are ensured and 100% tested in production.

(3) Design Limits are ensured (but not 100% production tested) over the indicated temperature and supply voltage ranges. These limits are not used to calculate outgoing quality levels.

(4) Non-linearity is defined as the deviation of the output-voltage-versus-temperature curve from the best-fit straight line, over the rated temperature range of the device.

(5) Regulation is measured at constant junction temperature, using pulse testing with a low duty cycle. Changes in output due to heating effects can be computed by multiplying the internal dissipation by the thermal resistance.

Electrical Characteristics: LM35, LM35C, LM35D (continued)

Unless otherwise noted, these specifications apply: $-55^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 150^{\circ}\text{C}$ for the LM35 and LM35A; $-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 110^{\circ}\text{C}$ for the LM35C and LM35CA; and $0^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 100^{\circ}\text{C}$ for the LM35D. $V_S = 5\text{ Vdc}$ and $I_{LOAD} = 50\text{ }\mu\text{A}$, in the circuit of [Full-Range Centigrade Temperature Sensor](#). These specifications also apply from 2°C to T_{MAX} in the circuit of [Figure 14](#).

PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM35			LM35C, LM35D			UNIT
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Line regulation ⁽⁵⁾	$T_A = 25^{\circ}\text{C}$		± 0.01			± 0.01		mV/V
		Tested Limit ⁽²⁾		± 0.1				
		Design Limit ⁽³⁾				± 0.1		
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		± 0.02			± 0.02		
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		± 0.2		± 0.2		
Quiescent current ⁽⁶⁾	$V_S = 5\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$		56		56			μA
		Tested Limit ⁽²⁾		80		80		
		Design Limit ⁽³⁾						
	$V_S = 5\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		105		91			
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		158		138		
	$V_S = 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$		56.2		56.2			
		Tested Limit ⁽²⁾		82		82		
		Design Limit ⁽³⁾						
	$V_S = 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		105.5		91.5			
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		161		141		
Change of quiescent current ⁽⁵⁾	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, 25^{\circ}\text{C}$		0.2		0.2			μA
		Tested Limit ⁽²⁾				2		
		Design Limit ⁽³⁾		2				
	$4\text{ V} \leq V_S \leq 30\text{ V}, -40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		0.5		0.5			
		Tested Limit ⁽²⁾				3		
		Design Limit ⁽³⁾		3		3		
Temperature coefficient of quiescent current	$-40^{\circ}\text{C} \leq T_J \leq 125^{\circ}\text{C}$		0.39		0.39			$\mu\text{A}/^{\circ}\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		0.7		0.7		
Minimum temperature for rate accuracy	In circuit of Figure 14 , $I_L = 0$		1.5		1.5			$^{\circ}\text{C}$
		Tested Limit ⁽²⁾						
		Design Limit ⁽³⁾		2		2		
Long term stability	$T_J = T_{MAX}$, for 1000 hours		± 0.08		± 0.08			$^{\circ}\text{C}$

(6) Quiescent current is defined in the circuit of [Figure 14](#).

6.9 Typical Characteristics

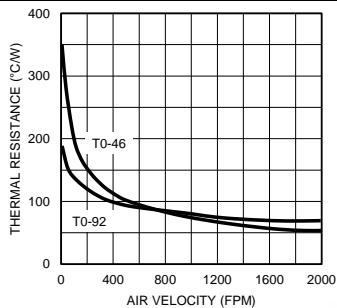


Figure 1. Thermal Resistance Junction To Air

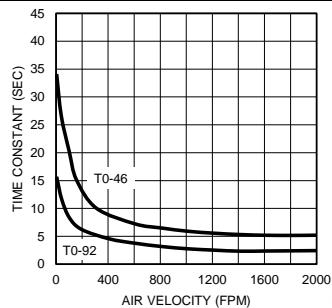


Figure 2. Thermal Time Constant

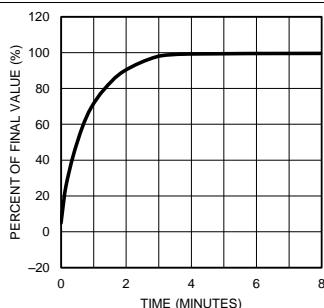


Figure 3. Thermal Response In Still Air

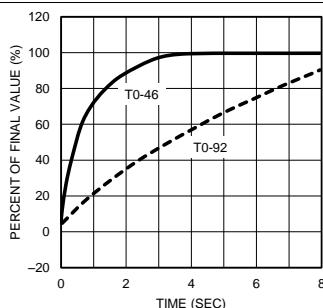


Figure 4. Thermal Response In Stirred Oil Bath

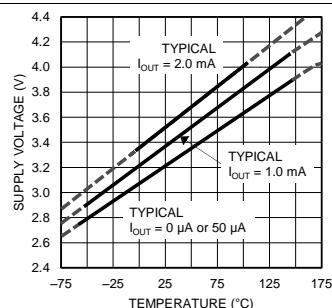


Figure 5. Minimum Supply Voltage vs Temperature

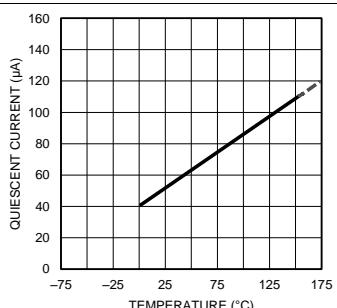


Figure 6. Quiescent Current vs Temperature (in Circuit of Figure 14)

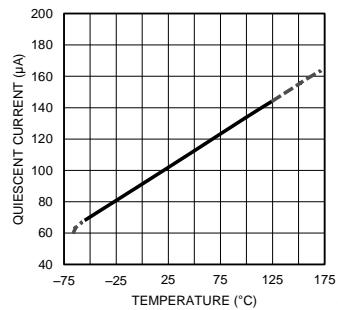
Typical Characteristics (continued)


Figure 7. Quiescent Current vs Temperature (in Circuit of
Full-Range Centigrade Temperature Sensor)

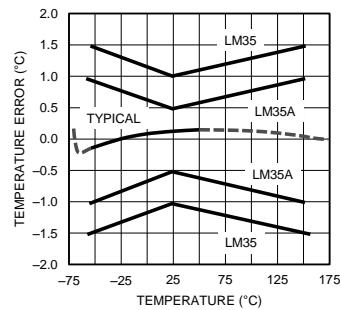


Figure 8. Accuracy vs Temperature (Ensured)

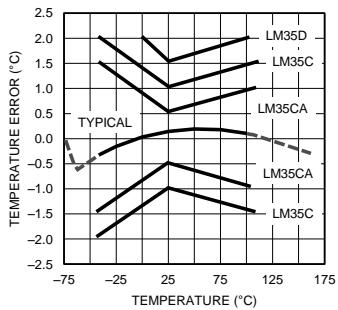


Figure 9. Accuracy vs Temperature (Ensured)

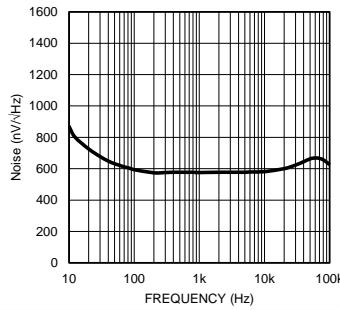


Figure 10. Noise Voltage

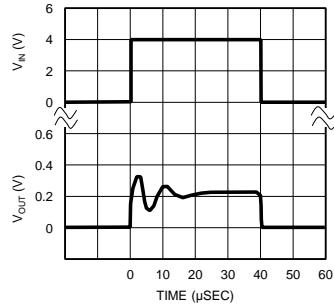


Figure 11. Start-Up Response

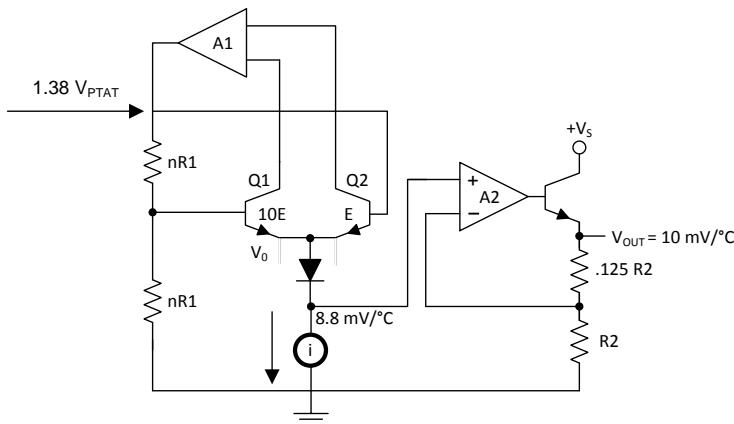
7 Detailed Description

7.1 Overview

The LM35-series devices are precision integrated-circuit temperature sensors, with an output voltage linearly proportional to the Centigrade temperature. The LM35 device has an advantage over linear temperature sensors calibrated in Kelvin, as the user is not required to subtract a large constant voltage from the output to obtain convenient Centigrade scaling. The LM35 device does not require any external calibration or trimming to provide typical accuracies of $\pm \frac{1}{4}^{\circ}\text{C}$ at room temperature and $\pm \frac{3}{4}^{\circ}\text{C}$ over a full -55°C to 150°C temperature range. Lower cost is assured by trimming and calibration at the wafer level. The low output impedance, linear output, and precise inherent calibration of the LM35 device makes interfacing to readout or control circuitry especially easy. The device is used with single power supplies, or with plus and minus supplies. As the LM35 device draws only $60\text{ }\mu\text{A}$ from the supply, it has very low self-heating of less than 0.1°C in still air. The LM35 device is rated to operate over a -55°C to 150°C temperature range, while the LM35C device is rated for a -40°C to 110°C range (-10° with improved accuracy). The temperature-sensing element is comprised of a delta-V BE architecture.

The temperature-sensing element is then buffered by an amplifier and provided to the VOUT pin. The amplifier has a simple class A output stage with typical $0.5\text{-}\Omega$ output impedance as shown in the *Functional Block Diagram*. Therefore the LM35 can only source current and its sinking capability is limited to $1\text{ }\mu\text{A}$.

7.2 Functional Block Diagram



7.3 Feature Description

7.3.1 LM35 Transfer Function

The accuracy specifications of the LM35 are given with respect to a simple linear transfer function:

$$V_{\text{OUT}} = 10 \text{ mV/}^{\circ}\text{C} \times T$$

where

- V_{OUT} is the LM35 output voltage
- T is the temperature in $^{\circ}\text{C}$

(1)

7.4 Device Functional Modes

The only functional mode of the LM35 is that it has an analog output directly proportional to temperature.

8 Application and Implementation

NOTE

Information in the following applications sections is not part of the TI component specification, and TI does not warrant its accuracy or completeness. TI's customers are responsible for determining suitability of components for their purposes. Customers should validate and test their design implementation to confirm system functionality.

8.1 Application Information

The features of the LM35 make it suitable for many general temperature sensing applications. Multiple package options expand on its flexibility.

8.1.1 Capacitive Drive Capability

Like most micropower circuits, the LM35 device has a limited ability to drive heavy capacitive loads. Alone, the LM35 device is able to drive 50 pF without special precautions. If heavier loads are anticipated, isolating or decoupling the load with a resistor is easy (see Figure 12). The tolerance of capacitance can be improved with a series R-C damper from output to ground (see Figure 13).

When the LM35 device is applied with a 200- Ω load resistor as shown in Figure 16, Figure 17, or Figure 19, the device is relatively immune to wiring capacitance because the capacitance forms a bypass from ground to input and not on the output. However, as with any linear circuit connected to wires in a hostile environment, performance is affected adversely by intense electromagnetic sources (such as relays, radio transmitters, motors with arcing brushes, and SCR transients), because the wiring acts as a receiving antenna and the internal junctions act as rectifiers. For best results in such cases, a bypass capacitor from V_{IN} to ground and a series R-C damper, such as 75 Ω in series with 0.2 or 1 μ F from output to ground, are often useful. Examples are shown in Figure 13, Figure 24, and Figure 25.

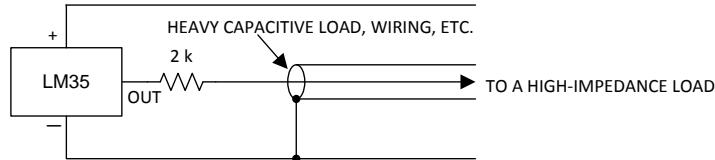


Figure 12. LM35 with Decoupling from Capacitive Load

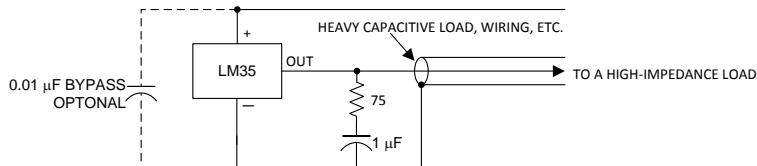


Figure 13. LM35 with R-C Damper

8.2 Typical Application

8.2.1 Basic Centigrade Temperature Sensor

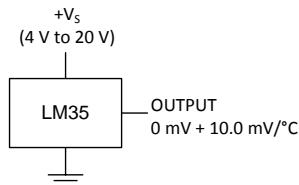


Figure 14. Basic Centigrade Temperature Sensor (2 °C to 150 °C)

8.2.1.1 Design Requirements

Table 1. Design Parameters

PARAMETER	VALUE
Accuracy at 25°C	±0.5°C
Accuracy from -55 °C to 150°C	±1°C
Temperature Slope	10 mV/°C

8.2.1.2 Detailed Design Procedure

Because the LM35 device is a simple temperature sensor that provides an analog output, design requirements related to layout are more important than electrical requirements. For a detailed description, refer to the [Layout](#).

8.2.1.3 Application Curve

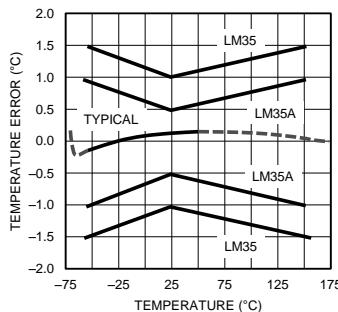


Figure 15. Accuracy vs Temperature (Ensured)

Kingbright

T-1 3/4 (5mm) SOLID STATE LAMP

Part Number: L-53F3C

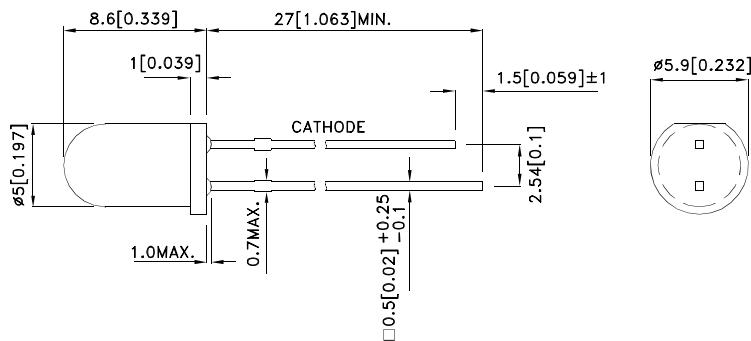
Features

- Mechanically and spectrally matched to the phototransistor.
- RoHS compliant.

Description

F3 Made with Gallium Arsenide Infrared Emitting diodes.

Package Dimensions



Notes:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is $\pm 0.25(0.01")$ unless otherwise noted.
3. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.
4. The specifications, characteristics and technical data described in the datasheet are subject to change without prior notice.



SPEC NO: DSAA3005

REV NO: V.14A

DATE: OCT/27/2012

PAGE: 1 OF 6

APPROVED: WYNEC

CHECKED: Allen Liu

DRAWN: F.Cui

ERP: 1101004993

Kingbright

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Po (mW/sr) [2] @ 20mA		Po (mW/sr) [2] @ 50mA		Viewing Angle [1]
			Min.	Typ.	Min.	Typ.	
L-53F3C	F3 (GaAs)	Water Clear	15	30	55	100	20°
			*8	*20	*25	*50	

Notes:

1. 0°/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 of the optical peak value.
2. Radiant Intensity/ luminous flux: +/-15%.

*Radiant Intensity value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Parameter	P/N	Symbol	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
Forward Voltage [1]	F3	V _F	1.2	1.6	V	I _F =20mA
Reverse Current	F3	I _R		10	uA	V _R = 5V
Capacitance	F3	C	90		pF	V _F =0V;f=1MHz
Peak Spectral Wavelength	F3	λ _P	940		nm	I _F =20mA
Spectral Bandwidth	F3	Δλ1/2	50		nm	I _F =20mA

Notes:

1. Forward Voltage: +/-0.1V.
2. Wavelength value is traceable to the CIE127-2007 compliant national standards.

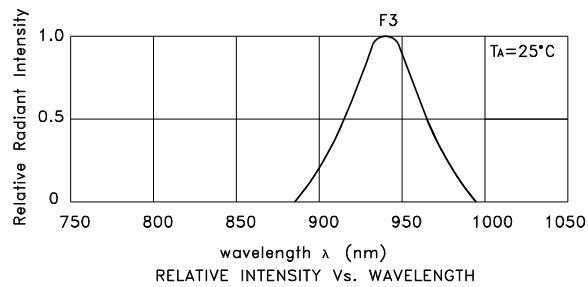
Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	Symbol	F3	Units
Power dissipation	P _D	80	mW
DC Forward Current	I _F	50	mA
Peak Forward Current [1]	i _{FS}	1.2	A
Reverse Voltage	V _R	5	V
Operating Temperature	T _A	-40 To +85	°C
Storage Temperature	T _{STG}	-40 To +85	°C
Lead Solder Temperature [2]		260°C For 3 Seconds	
Lead Solder Temperature [3]		260°C For 5 Seconds	

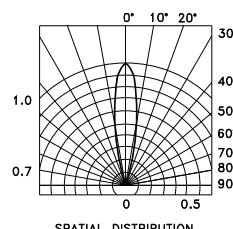
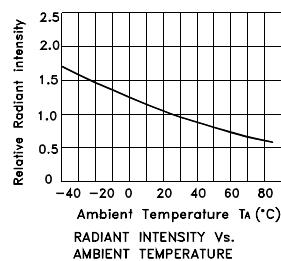
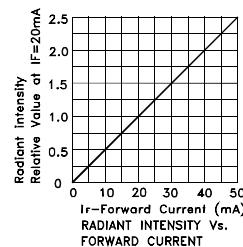
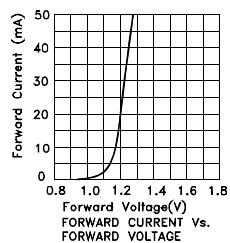
Notes:

1. 1/100 Duty Cycle, 10μs Pulse Width.
2. 2mm below package base.
3. 5mm below package base.

Kingbright



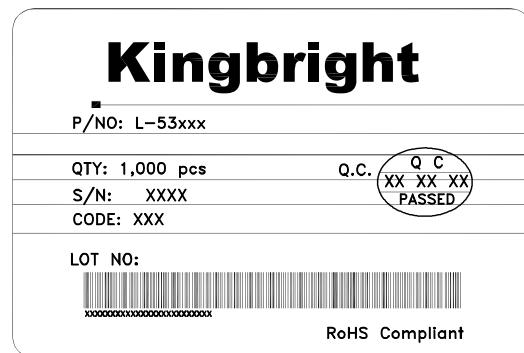
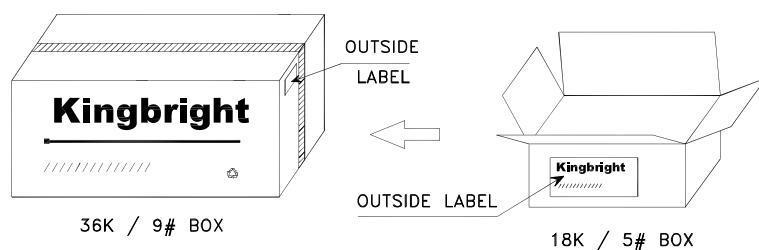
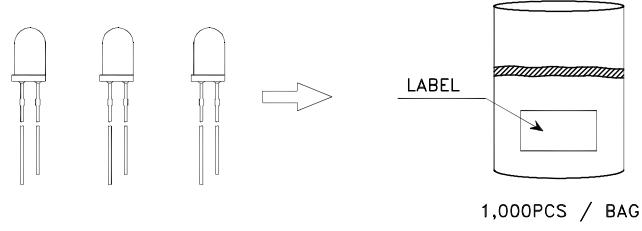
L-53F3C



Kingbright

PACKING & LABEL SPECIFICATIONS

L-53F3C



Kingbright

PRECAUTIONS

1. The lead pitch of the LED must match the pitch of the mounting holes on the PCB during component placement. Lead-forming may be required to insure the lead pitch matches the hole pitch. Refer to the figure below for proper lead forming procedures. (Fig. 1)

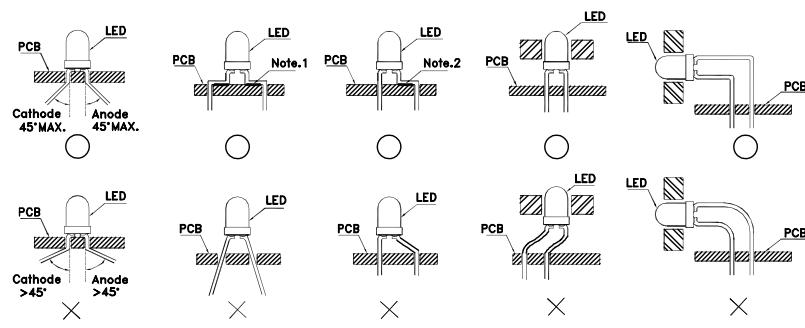


Fig.1

"○" Correct mounting method "×" Incorrect mounting method

2. When soldering wire to the LED, use individual heat-shrink tubing to insulate the exposed leads to prevent accidental contact short-circuit. (Fig.2)
3. Use stand-offs (Fig.3) or spacers (Fig.4) to securely position the LED above the PCB.

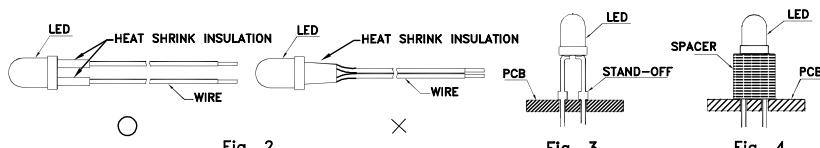


Fig. 2

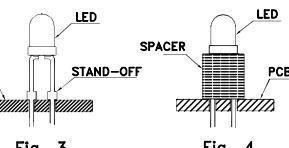


Fig. 3

Fig. 4

4. Maintain a minimum of 2mm clearance between the base of the LED lens and the first lead bend. (Fig. 5 and 6)
5. During lead forming, use tools or jigs to hold the leads securely so that the bending force will not be transmitted to the LED lens and its internal structures. Do not perform lead forming once the component has been mounted onto the PCB. (Fig. 7)

Kingbright

6. Do not bend the leads more than twice. (Fig. 8)

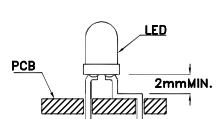


Fig. 5

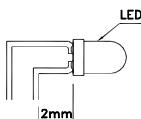


Fig. 6

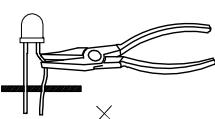


Fig. 7

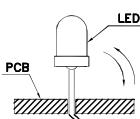
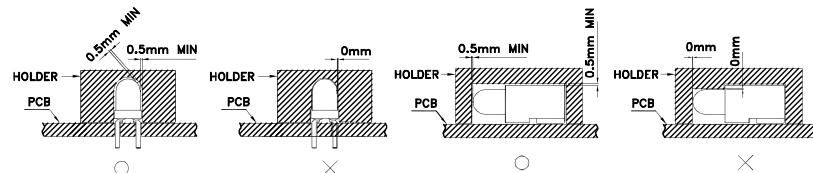


Fig. 8

7. During soldering, component covers and holders should leave clearance to avoid placing damaging stress on the LED during soldering.

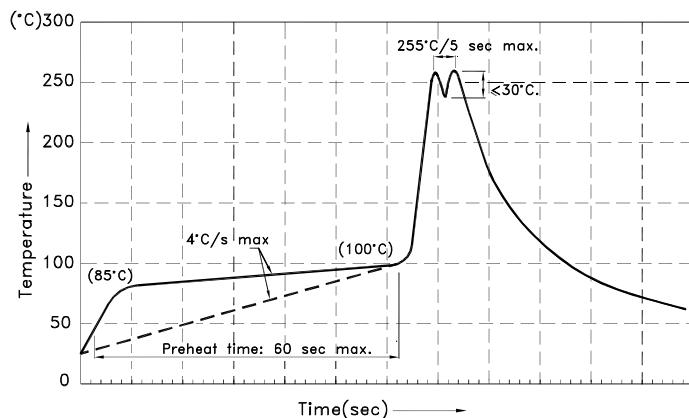


8. The tip of the soldering iron should never touch the lens epoxy.

9. Through-hole LEDs are incompatible with reflow soldering.

10. If the LED will undergo multiple soldering passes or face other processes where the part may be subjected to intense heat, please check with Kingbright for compatibility.

11. Recommended Wave Soldering Profiles:



Notes:

1. Recommend pre-heat temperature of 105°C or less (as measured with a thermocouple attached to the LED pins) prior to immersion in the solder wave with a maximum solder bath temperature of 260°C.
2. Peak wave soldering temperature between 245°C ~ 255°C for 3 sec (5 sec max).
3. Do not apply stress to the epoxy resin while the temperature is above 85°C.
4. Fixtures should not incur stress on the component when mounting and during soldering process.
5. SAC 305 solder alloy is recommended.
6. No more than one wave soldering pass.

Detailed application notes are listed on our website.
http://www.kingbright.com/application_notes

Kingbright

PHOTOTRANSISTOR

Part Number: WP3DP3BT

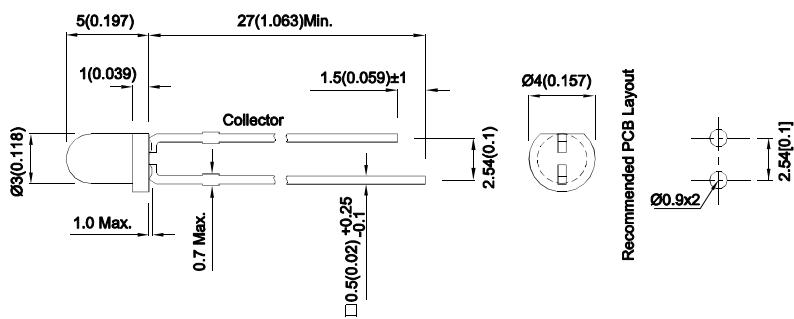
Features

- Mechanically and spectrally matched to the infrared emitting LED lamp.
- Blue transparent lens.
- Daylight filter.
- RoHS compliant.

Description

Made with NPN silicon phototransistor chips.

Package Dimensions



Notes:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is $\pm 0.25(0.01)$ " unless otherwise noted.
3. Lead spacing is measured where the leads emerge from the package.
4. The specifications, characteristics and technical data described in the datasheet are subject to change without prior notice.



SPEC NO: DSAH7501

REV NO: V.6

DATE: OCT/07/2016

PAGE: 1 OF 6

APPROVED: Wynec

CHECKED: Allen Liu

DRAWN: L.T.Zhang

ERP: 1101003911

Kingbright

Electrical / Optical Characteristics at TA=25°C

Symbol	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
V _{BR CEO}	Collector-to-Emitter Breakdown Voltage	30			V	I _c =100uA E _e =0mW/cm ²
V _{BR ECO}	Emitter-to-Collector Breakdown Voltage	5			V	I _c =100uA E _e =0mW/cm ²
V _{CE (SAT)}	Collector-to-Emitter Saturation Voltage			0.8	V	I _c =2mA E _e =20mW/cm ²
I _{CEO}	Collector Dark Current			100	nA	V _{CE} =10V E _e =0mW/cm ²
T _R	Rise Time (10% to 90%)		15		us	V _{CE} = 5V I _c =1mA R _L =1000Ω
T _F	Fall Time (90% to 10%)		15		us	
I _(ON)	On State Collector Current	0.1	0.2		mA	V _{CE} = 5V E _e =1mW/cm ² λ=940nm
λ _{0.1}	Range of spectral bandwidth	670		1070	nm	
λ _p	Wavelength of peak sensitivity		940		nm	
θ _{1/2}	Angle of half sensitivity		60		deg	

Absolute Maximum Ratings at TA=25°C

Parameter	Max.Ratings
Collector-to-Emitter Voltage	30V
Emitter-to-Collector Voltage	5V
Power Dissipation at (or below) 25°C Free Air Temperature	100mW
Operating Temperature	-40°C To +85°C
Storage Temperature	-40°C To +85°C
Lead Soldering Temperature (>5mm for 5sec)	260°C

A Relative humidity levels maintained between 40% and 60% in production area are recommended to avoid the build-up of static electricity – Ref JEDEC/JESD625-A and JEDEC/J-STD-033.

Typical Electro-Optical Characteristics Curves

Fig.1 Collector Power Dissipation vs. Ambient Temperature

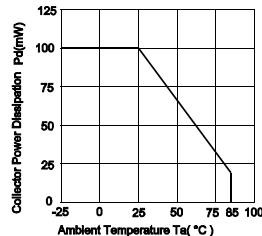
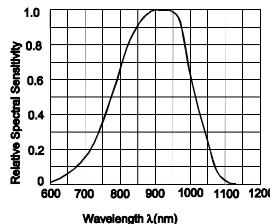


Fig.2 Spectral Sensitivity vs. Wavelength



Kingbright

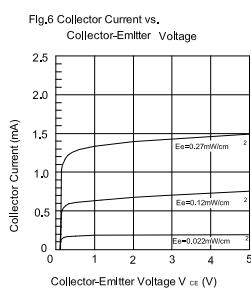
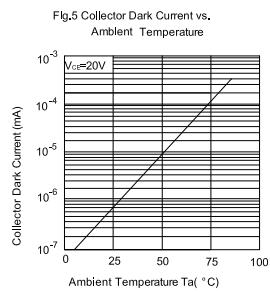
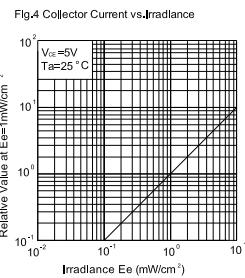
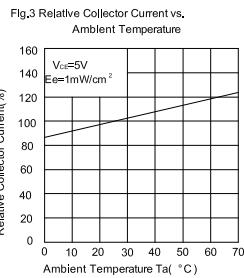
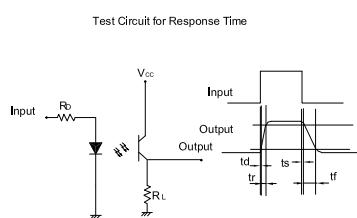
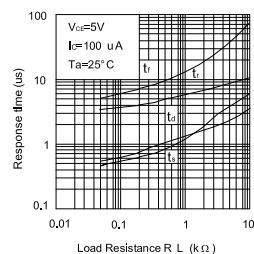


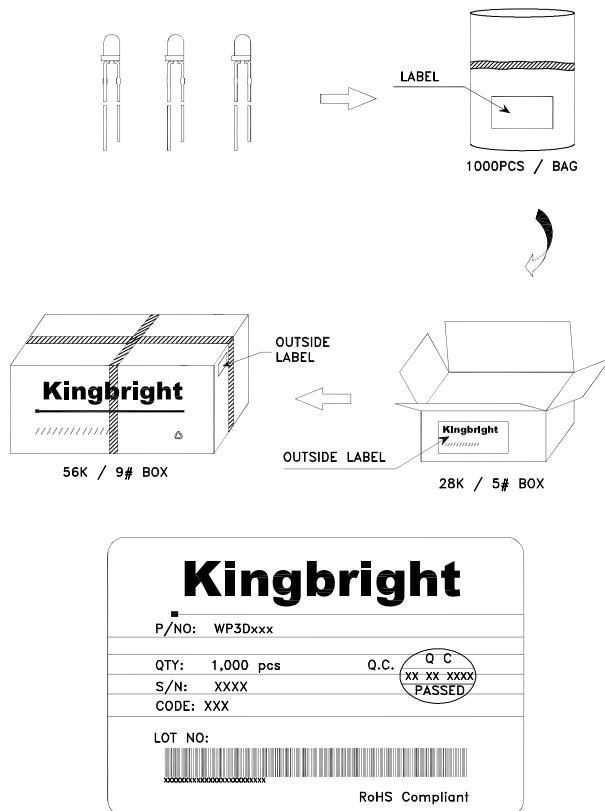
Fig.7 Response Time vs. Load Resistance



Kingbright

PACKING & LABEL SPECIFICATIONS

WP3DP3BT



Terms and conditions for the usage of this document

1. The information included in this document reflects representative usage scenarios and is intended for technical reference only.
2. The part number, type, and specifications mentioned in this document are subject to future change and improvement without notice. Before production usage customer should refer to the latest datasheet for the updated specifications.
3. When using the products referenced in this document, please make sure the product is being operated within the environmental and electrical limits specified in the datasheet. If customer usage exceeds the specified limits, Kingbright will not be responsible for any subsequent issues.
4. The information in this document applies to typical usage in consumer electronics applications. If customer's application has special reliability requirements or have life-threatening liabilities, such as automotive or medical usage, please consult with Kingbright representative for further assistance.
5. The contents and information of this document may not be reproduced or re-transmitted without permission by Kingbright.
6. All design applications should refer to Kingbright application notes available at <http://www.KingbrightUSA.com/ApplicationNotes>

SPEC NO: DSAH7501

REV NO: V.6

DATE: OCT/07/2016

PAGE: 4 OF 6

APPROVED: Wynec

CHECKED: Allen Liu

DRAWN: L.T.Zhang

ERP: 1101003911

Kingbright

PRECAUTIONS

1. Storage conditions:

- a. Avoid continued exposure to the condensing moisture environment and keep the product away from rapid transitions in ambient temperature.
- b. LEDs should be stored with temperature $\leq 30^{\circ}\text{C}$ and relative humidity < 60%.
- c. Product in the original sealed package is recommended to be assembled within 72 hours of opening.
Product in opened package for more than a week should be baked for 30 (+10/-0) hours at 85 ~ 100°C.

2. The lead pitch of the LED must match the pitch of the mounting holes on the PCB during component placement. Lead-forming may be required to insure the lead pitch matches the hole pitch. Refer to the figure below for proper lead forming procedures. (Fig. 1)

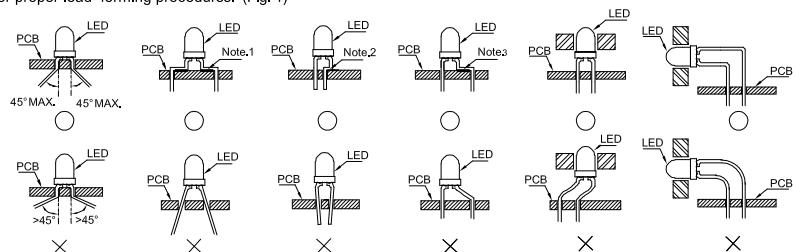


Fig.1

"○" Correct mounting method "X" Incorrect mounting method

Note 1-3: Do not route PCB trace in the contact area between the leadframe and the PCB to prevent short-circuits.

3. When soldering wires to the LED, each wire joint should be separately insulated with heat-shrink tube to prevent short-circuit contact. Do not bundle both wires in one heat shrink tube to avoid pinching the LED leads. Pinching stress on the LED leads may damage the internal structures and cause failure. (Fig. 2)

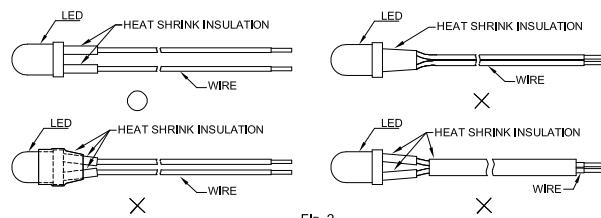


Fig. 2

4. Use stand-offs (Fig.3) or spacers (Fig.4) to securely position the LED above the PCB.

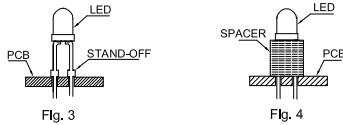


Fig. 3

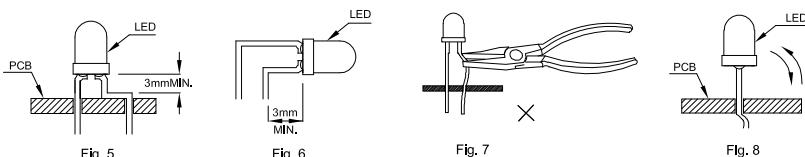
Fig. 4

5. Maintain a minimum of 3mm clearance between the base of the LED lens and the first lead bend. (Fig. 5 and 6)

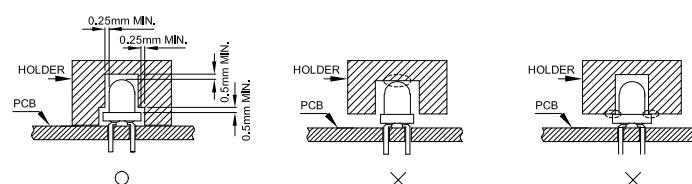
6. During lead forming, use tools or jigs to hold the leads securely so that the bending force will not be transmitted to the LED lens and its internal structures. Do not perform lead forming once the component has been mounted onto the PCB. (Fig. 7)

Kingbright

7. Do not bend the leads more than twice. (Fig. 8)



8. During soldering, component covers and holders should leave clearance to avoid placing damaging stress on the LED during soldering.

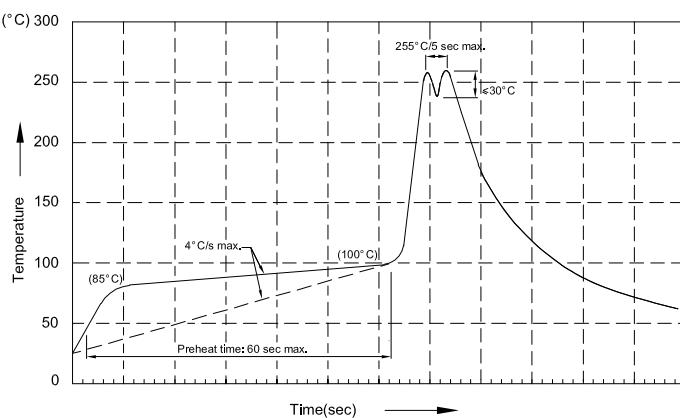


9. The tip of the soldering iron should never touch the lens epoxy.

10. Through-hole LEDs are incompatible with reflow soldering.

11. If the LED will undergo multiple soldering passes or face other processes where the part may be subjected to intense heat, please check with Kingbright for compatibility.

12. Recommended Wave Soldering Profiles:



Notes:

1. Recommend pre-heat temperature of 105°C or less (as measured with a thermocouple attached to the LED pins) prior to immersion in the solder wave with a maximum solder bath temperature of 260°C.
2. Peak wave soldering temperature between 245°C ~ 255°C for 3 sec (5 sec max).
3. Do not apply stress to the epoxy resin while the temperature is above 85°C.
4. Fixtures should not incur stress on the component when mounting and during soldering process.
5. SAC 305 solder alloy is recommended.
6. No more than one wave soldering pass.



LM224K, LM224KA, LM324, LM324A, LM324K, LM324KA, LM2902
 LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM2902V, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV

SLOS066W – SEPTEMBER 1975 – REVISED MARCH 2015

LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx Quadruple Operational Amplifiers

1 Features

- 2-kV ESD Protection for:
 - LM224K, LM224KA
 - LM324K, LM324KA
 - LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV
- Wide Supply Ranges
 - Single Supply: 3 V to 32 V (26 V for LM2902)
 - Dual Supplies: ± 1.5 V to ± 16 V (± 13 V for LM2902)
- Low Supply-Current Drain Independent of Supply Voltage: 0.8 mA Typical
- Common-Mode Input Voltage Range Includes Ground, Allowing Direct Sensing Near Ground
- Low Input Bias and Offset Parameters
 - Input Offset Voltage: 3 mV Typical A Versions: 2 mV Typical
 - Input Offset Current: 2 nA Typical
 - Input Bias Current: 20 nA Typical A Versions: 15 nA Typical
- Differential Input Voltage Range Equal to Maximum-Rated Supply Voltage: 32 V (26 V for LM2902)
- Open-Loop Differential Voltage Amplification: 100 V/mV Typical
- Internal Frequency Compensation
- On Products Compliant to MIL-PRF-38535, All Parameters are Tested Unless Otherwise Noted. On All Other Products, Production Processing Does Not Necessarily Include Testing of All Parameters.

2 Applications

- Blu-ray Players and Home Theaters
- Chemical and Gas Sensors
- DVD Recorders and Players
- Digital Multimeter: Bench and Systems
- Digital Multimeter: Handhelds
- Field Transmitter: Temperature Sensors
- Motor Control: AC Induction, Brushed DC, Brushless DC, High-Voltage, Low-Voltage, Permanent Magnet, and Stepper Motor
- Oscilloscopes
- TV: LCD and Digital
- Temperature Sensors or Controllers Using Modbus
- Weigh Scales

3 Description

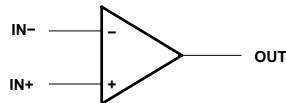
These devices consist of four independent high-gain frequency-compensated operational amplifiers that are designed specifically to operate from a single supply or split supply over a wide range of voltages.

Device Information⁽¹⁾

PART NUMBER	PACKAGE	BODY SIZE (NOM)
LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx	SOIC (14)	8.65 mm x 3.91 mm
	CDIP (14)	19.56 mm x 6.67 mm
	PDIP (14)	19.30 mm x 6.35 mm
	CFP (14)	9.21 mm x 5.97 mm
	TSSOP (14)	5.00 mm x 4.40 mm
	SO (14)	9.20 mm x 5.30 mm
	SSOP (14)	6.20 mm x 5.30 mm
	LCCC (20)	8.90 mm x 8.90 mm
LM124, LM124A		

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

Symbol (Each Amplifier)



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

Table of Contents

1	Features	1
2	Applications	1
3	Description	1
4	Revision History	2
5	Pin Configuration and Functions	3
6	Specifications	4
6.1	Absolute Maximum Ratings	4
6.2	ESD Ratings	4
6.3	Recommended Operating Conditions.....	4
6.4	Thermal Information	5
6.5	Electrical Characteristics for LMx24 and LM324K	5
6.6	Electrical Characteristics for LM2902 and LM2902V	6
6.7	Electrical Characteristics for LMx24A and LM324KA	6
6.8	Operating Conditions	7
6.9	Typical Characteristics	8
7	Parameter Measurement Information	9
8	Detailed Description	10
8.1	Overview	10
8.2	Functional Block Diagram	10
8.3	Feature Description.....	11
8.4	Device Functional Modes.....	11
9	Application and Implementation	12
9.1	Application Information	12
9.2	Typical Application	12
10	Power Supply Recommendations	13
11	Layout	13
11.1	Layout Guidelines	13
11.2	Layout Examples.....	14
12	Device and Documentation Support	15
12.1	Documentation Support	15
12.2	Related Links	15
12.3	Trademarks	15
12.4	Electrostatic Discharge Caution	15
12.5	Glossary.....	15
13	Mechanical, Packaging, and Orderable Information	15

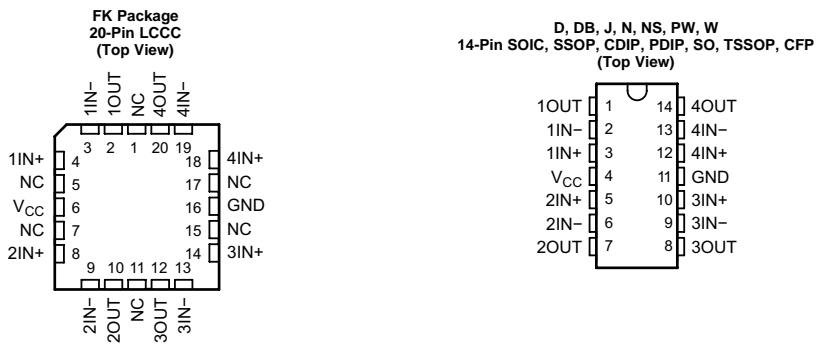
4 Revision History

NOTE: Page numbers for previous revisions may differ from page numbers in the current version.

Changes from Revision V (January 2014) to Revision W	Page
• Added Applications.....	1
• Added Device Information table	1
• Added Device and Documentation Support section.....	15
• Added Mechanical, Packaging, and Orderable Information section.....	15

Changes from Revision U (August 2010) to Revision V	Page
• Updated document to new TI data sheet format - no specification changes.....	1
• Updated Features.....	1
• Removed Ordering Information table	3
• Added ESD warning	15

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

PIN		SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP NO.	I/O	DESCRIPTION
NAME	LCCC NO.			
1IN-	3	2	I	Negative input
1IN+	4	3	I	Positive input
1OUT	2	1	O	Output
2IN-	9	6	I	Negative input
2IN+	8	5	I	Positive input
2OUT	10	7	O	Output
3IN-	13	9	I	Negative input
3IN+	14	10	I	Positive input
3OUT	12	8	O	Output
4IN-	19	13	I	Negative input
4IN+	18	12	I	Positive input
4OUT	20	14	O	Output
GND	16	11	—	Ground
NC	1	—	—	Do not connect
	5			
	7			
	11			
	15			
	17			
V _{CC}	6	4	—	Power supply

6 Specifications

6.1 Absolute Maximum Ratings

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

		LM2902		LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx	UNIT
		MIN	MAX		
Supply voltage, V _{CC} ⁽²⁾		±13	26	±16	V
Differential input voltage, V _{ID} ⁽³⁾		±26		±32	V
Input voltage, V _I (either input)		-0.3	26	-0.3 to 32	V
Duration of output short circuit (one amplifier) to ground at (or below) T _A = 25°C, V _{CC} ≤ 15 V ⁽⁴⁾		Unlimited		Unlimited	
Operating virtual junction temperature, T _J		150		150	
Case temperature for 60 seconds	FK package			260	
Lead temperature 1.6 mm (1/16 inch) from case for 60 seconds	J or W package	300		300	
Storage temperature, T _{stg}		-65	150	-65	150

(1) Stresses beyond those listed under *Absolute Maximum Ratings* may cause permanent damage to the device. These are stress ratings only, and functional operation of the device at these or any other conditions beyond those indicated under *Recommended Operating Conditions* is not implied. Exposure to absolute-maximum-rated conditions for extended periods may affect device reliability.

(2) All voltage values (except differential voltages and V_{CC} specified for the measurement of I_{DS}) are with respect to the network GND.
 (3) Differential voltages are at IN+, with respect to IN-.

(4) Short circuits from outputs to VCC can cause excessive heating and eventual destruction.

6.2 ESD Ratings

		VALUE	UNIT
LM224K, LM224KA, LM324K, LM324KA, LM2902K, LM2902KV, LM2902KAV			
V _(ESD) Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±2000	V
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101	±1000	
LM124, LM124A, LM224, LM224A, LM324, LM324A, LM2902, LM2902V			
V _(ESD) Electrostatic discharge	Human-body model (HBM), per ANSI/ESDA/JEDEC JS-001 ⁽¹⁾	±500	V
	Charged-device model (CDM), per JEDEC specification JESD22-C101	±1000	

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

6.3 Recommended Operating Conditions

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

		LM2902		LMx24, LMx24x, LMx24xx, LM2902x, LM2902xx, LM2902xxx	UNIT
		MIN	MAX		
V _{CC} Supply voltage		3	26	3	V
V _{CM} Common-mode voltage		0	V _{CC} – 2	0	V _{CC} – 2
T _A Operating free air temperature	LM124			-55	°C
	LM2904	-40	125		
	LM324			0	
	LM224			-25	
				70	
				85	

6.4 Thermal Information

THERMAL METRIC ⁽¹⁾	LMx24, LM2902						LMx24			UNIT
	D (SOIC)	DB (SSOP)	N (PDIP)	NS (SO)	PW (TSSOP)	FK (LCCC)	J (CDIP)	W (CFP)		
	14 PINS	14 PINS	14 PINS	14 PINS	14 PINS	20 PINS	14 PINS	14 PINS		
R _{θJA} ⁽²⁾⁽³⁾ Junction-to-ambient thermal resistance	86	86	80	76	113	—	—	—	°C/W	°C/W
R _{θJC} ⁽⁴⁾ Junction-to-case (top) thermal resistance	—	—	—	—	—	5.61	15.05	14.65		

(1) For more information about traditional and new thermal metrics, see the *IC Package Thermal Metrics* application report, [SPRA953](#).

(2) Short circuits from outputs to V_{CC} can cause excessive heating and eventual destruction.

(3) Maximum power dissipation is a function of T_{J(max)}, R_{θJA}, and T_A. The maximum allowable power dissipation at any allowable ambient temperature is P_D = (T_{J(max)} − T_A)/R_{θJA}. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.

(4) Maximum power dissipation is a function of T_{J(max)}, R_{θJA}, and T_C. The maximum allowable power dissipation at any allowable case temperature is P_D = (T_{J(max)} − T_C)/R_{θJC}. Operating at the absolute maximum T_J of 150°C can affect reliability.

6.5 Electrical Characteristics for LMx24 and LM324K

at specified free-air temperature, V_{CC} = 5 V (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	T _A ⁽²⁾	LM124, LM224			LM324, LM324K			UNIT
			MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	
V _{IO} Input offset voltage	V _{CC} = 5 V to MAX, V _{IC} = V _{ICRmin} , V _O = 1.4 V	25°C	3	5	3	7	9	9	mV
		Full range							
I _{IO} Input offset current	V _O = 1.4 V	25°C	2	30	2	50	150	150	nA
		Full range							
I _{IB} Input bias current	V _O = 1.4 V	25°C	−20	−150	−20	−250	−500	−500	nA
		Full range							
V _{ICR} Common-mode input voltage range	V _{CC} = 5 V to MAX	25°C	0 to V _{CC} − 1.5			0 to V _{CC} − 1.5			V
		Full range	0 to V _{CC} − 2			0 to V _{CC} − 2			
V _{OH} High-level output voltage	R _L = 2 kΩ	25°C	V _{CC} − 1.5			V _{CC} − 1.5			V
		25°C							
		Full range	26		26				
V _{OL} Low-level output voltage	R _L = 10 kΩ	25°C	5	20	5	20	5	20	mV
		Full range							
		25°C	50	100	25	100	25	100	
A _{VO} Large-signal differential voltage amplification	V _{CC} = 15 V, V _O = 1 V to 11 V, R _L ≥ 2 kΩ	25°C	25		15				V/mV
		Full range							
CMRR Common-mode rejection ratio	V _{IC} = V _{ICRmin}	25°C	70	80	65	80	65	80	dB
		25°C	65	100	65	100	65	100	
k _{SVR} Supply-voltage rejection ratio (ΔV _{CC} / ΔV _{IO})		25°C	120		120				dB
		25°C	−20	−30	−60	−20	−30	−60	
I _O Output current	V _{CC} = 15 V, V _{ID} = 1 V, V _O = 0	Source	−10			−10			mA
		25°C	10	20	10	20	10	20	
		Full range	5		5				
		25°C	12	30	12	30	12	30	
I _{OS} Short-circuit output current	V _{CC} at 5 V, V _O = 0, GND at −5 V	25°C	±40	±60	±40	±60	±40	±60	mA
		Full range	0.7	1.2	0.7	1.2	0.7	1.2	
I _{CC} Supply current (four amplifiers)	V _{CC} = MAX, V _O = 0.5 V _{CC} , no load	Full range	1.4	3	1.4	3	1.4	3	mA
		Full range							

(1) All characteristics are measured under open-loop conditions, with zero common-mode input voltage, unless otherwise specified. MAX V_{CC} for testing purposes is 26 V for LM2902 and 30 V for the others.

(2) Full range is −55°C to 125°C for LM124, −25°C to 85°C for LM224, and 0°C to 70°C for LM324.

(3) All typical values are at T_A = 25°C

6.6 Electrical Characteristics for LM2902 and LM2902V

at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	$T_A^{(2)}$	LM2902			LM2902V			UNIT
			MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_{CC} = 5\text{ V}$ to MAX, $V_{IC} = V_{ICR\text{min}}$, $V_O = 1.4\text{ V}$	Non-A-suffix devices	25°C	3	7	3	7	7	mV
		A-suffix devices	Full range		10			10	
	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C				1	2	4	
		Full range							
$\Delta V_{IO}/\Delta T$ Input offset voltage temperature drift	$R_S = 0\ \Omega$	Ful range				7			$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{IO} Input offset current	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	2	50		2	50		nA
		Full range		300			150		
$\Delta I_{IO}/\Delta T$ Input offset current temperature drift		Ful range				10			$\text{pA}/^\circ\text{C}$
I_{IB} Input bias current	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	-20	-250		-20	-250		nA
		Full range		-500			-500		
V_{ICR} Common-mode input voltage range	$V_{CC} = 5\text{ V}$ to MAX	25°C	0 to $V_{CC} - 1.5$			0 to $V_{CC} - 1.5$			V
		Full range	0 to $V_{CC} - 2$			0 to $V_{CC} - 2$			
	$R_L = 2\text{ k}\Omega$	25°C							
		25°C	$V_{CC} - 1.5$			$V_{CC} - 1.5$			
V_{OH} High-level output voltage	$R_L = 2\text{ k}\Omega$	Full range	22			26			V
		25°C							
	$V_{CC} = \text{MAX}$	Full range	23	24		27			
		$R_L \geq 10\text{ k}\Omega$							
V_{OL} Low-level output voltage	$R_L \leq 10\text{ k}\Omega$	Full range	5	20		5	20		mV
A_{VVD} Large-signal differential voltage amplification	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_O = 1\text{ V}$ to 11 V , $R_i \geq 2\text{ k}\Omega$	25°C	25	100		25	100		V/mV
		Full range	15			15			
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICR\text{min}}$	25°C	50	80		60	80		dB
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC}/\Delta V_O$)		25°C	50	100		60	100		dB
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$f = 1\text{ kHz}$ to 20 kHz	25°C		120			120		dB
I_O Output current	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = 1\text{ V}$, $V_O = 0$	Source	25°C	-20	-30	-60	-20	-30	mA
		Full range		-10			-10		
	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = -1\text{ V}$, $V_O = 15\text{ V}$	Sink	25°C	10	20		10	20	
		Full range		5			5		
I_{OS} Short-circuit output current	$V_{ID} = -1\text{ V}$, $V_O = 200\text{ mV}$	25°C		30		12	40		μA
I_{OC} Supply current (four amplifiers)	$V_{CC} = 5\text{ V}$, $V_O = 0$, GND at -5 V	25°C		± 40	± 60		± 40	± 60	mA
Full range			0.7	1.2		0.7	1.2		
$V_{CC} = \text{MAX}$, $V_O = 0.5\text{ V}_{CC}$, no load	Full range		1.4	3		1.4	3		mA

(1) All characteristics are measured under open-loop conditions, with zero common-mode input voltage, unless otherwise specified. MAX V_{CC} for testing purposes is 26 V for LM2902 and 32 V for LM2902V.

(2) Full range is -40°C to 125°C for LM2902.

(3) All typical values are at $T_A = 25^\circ\text{C}$.

6.7 Electrical Characteristics for LMx24A and LM324KA

at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	$T_A^{(2)}$	LM124A			LM224A			LM324A, LM324KA			UNIT
			MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	
V_{IO} Input offset voltage	$V_{CC} = 5\text{ V}$ to 30 V , $V_{IC} = V_{ICR\text{min}}$, $V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	2	2	3	2	3	3	2	3	3	mV
		Full range		4		4				5		
I_{IO} Input offset current	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	10		15				2	30		nA
		Full range		30		30				75		
I_{IB} Input bias current	$V_O = 1.4\text{ V}$	25°C	-50		-80				-15	-100		nA
		Full range		-100		-100				-200		

(1) All characteristics are measured under open-loop conditions, with zero common-mode input voltage, unless otherwise specified.

(2) Full range is -55°C to 125°C for LM124A, -25°C to 85°C for LM224A, and 0°C to 70°C for LM324A.

(3) All typical values are at $T_A = 25^\circ\text{C}$.

Electrical Characteristics for LMx24A and LM324KA (continued)

at specified free-air temperature, $V_{CC} = 5\text{ V}$ (unless otherwise noted)

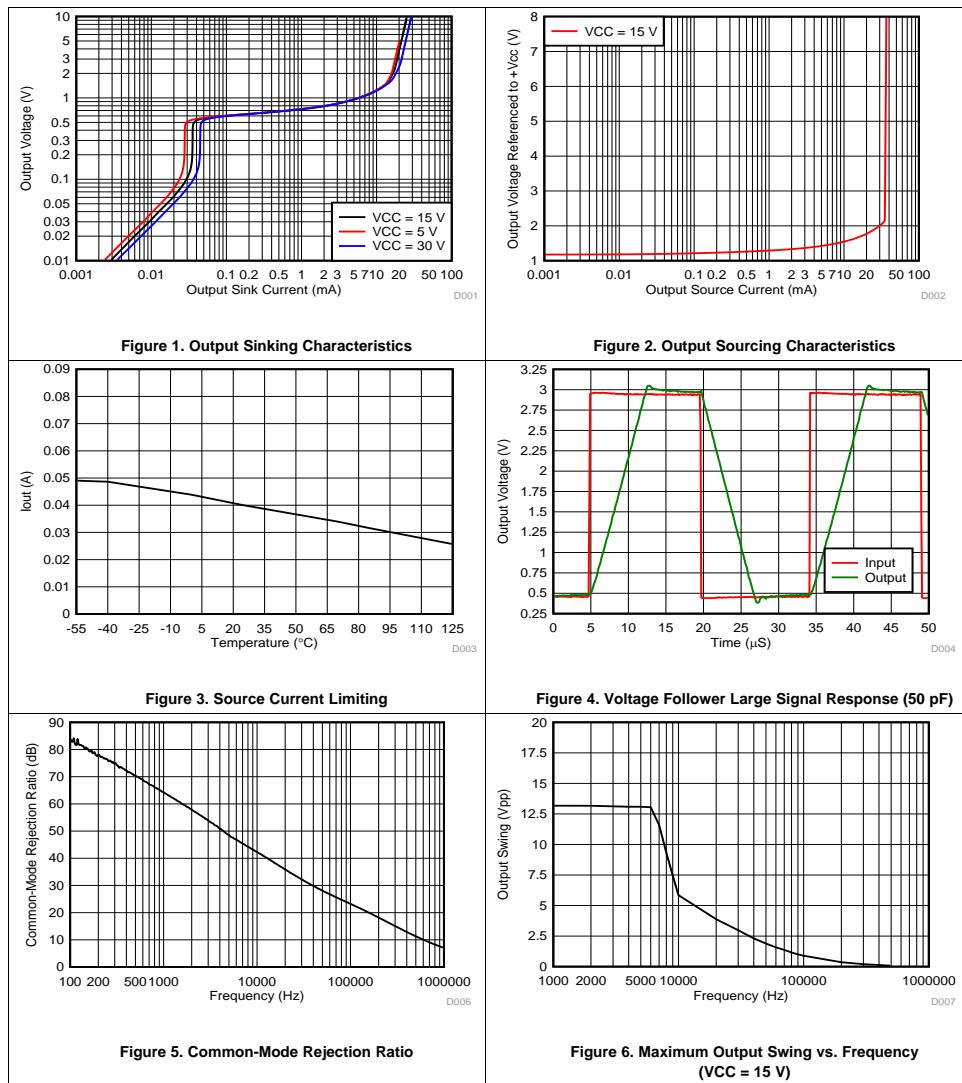
PARAMETER	TEST CONDITIONS ⁽¹⁾	$T_A^{(2)}$	LM124A			LM224A			LM324A, LM324KA			UNIT
			MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	MIN	TYP ⁽³⁾	MAX	
V_{ICR} Common-mode input voltage range	$V_{CC} = 30\text{ V}$	25°C	0 to $V_{CC} - 1.5$			0 to $V_{CC} - 1.5$			0 to $V_{CC} - 1.5$			V
		Full range	0 to $V_{CC} - 2$			0 to $V_{CC} - 2$			0 to $V_{CC} - 2$			
V_{OH} High-level output voltage	$R_L = 2\text{ k}\Omega$ $V_{CC} = 30\text{ V}$	25°C	$V_{CC} - 1.5$			$V_{CC} - 1.5$			$V_{CC} - 1.5$			V
		Full range	26			26			26			
V_{OL} Low-level output voltage	$R_L \leq 10\text{ k}\Omega$	Full range			20		5	20		5	20	mV
		25°C	50	100		50	100		25	100		V/mV
A_{vD} Large-signal differential voltage amplification	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_O = 1\text{ V}$ to 11 V , $R_L \geq 2\text{ k}\Omega$	Full range	25			25			15			
		25°C	50	100		50	100		25	100		V/mV
CMRR Common-mode rejection ratio	$V_{IC} = V_{ICR\min}$	25°C	70			70	80		65	80		dB
k_{SVR} Supply-voltage rejection ratio ($\Delta V_{CC} / \Delta V_{IO}$)		25°C	65			65	100		65	100		dB
V_{O1}/V_{O2} Crosstalk attenuation	$f = 1\text{ kHz}$ to 20 kHz	25°C		120		120			120			dB
I_O Output current	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = 1\text{ V}$, $V_O = 0$	25°C	-20			-20	-30	-60	-20	-30	-60	mA
		Full range	-10			-10			-10			
	$V_{CC} = 15\text{ V}$, $V_{ID} = -1\text{ V}$, $V_O = 15\text{ V}$	25°C	10			10	20		1	20		mA
		Full range	5			5			5			
I_{OS} Short-circuit output current	V_{ID} at 5 V , GND at -5 V , $V_O = 0$	25°C		12		12	30		12	30		µA
		25°C		±40	±60	±40	±60		±40	±60		mA
I_{OC} Supply current (four amplifiers)	$V_{CC} = 2.5\text{ V}$, no load	Full range		0.7	1.2	0.7	1.2		0.7	1.2		mA
	$V_{CC} = 30\text{ V}$, $V_O = 15\text{ V}$, no load	Full range		1.4	3.	1.4	3		1.4	3		

6.8 Operating Conditions

$V_{CC} = \pm 15\text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

PARAMETER	TEST CONDITIONS	TYP	UNIT
SR Slew rate at unity gain	$R_L = 1\text{ M}\Omega$, $C_L = 30\text{ pF}$, $V_I = \pm 10\text{ V}$ (see Figure 7)	0.5	$\text{V}/\mu\text{s}$
B_1 Unity-gain bandwidth	$R_L = 1\text{ M}\Omega$, $C_L = 20\text{ pF}$ (see Figure 7)	1.2	MHz
V_n Equivalent input noise voltage	$R_S = 100\text{ }\Omega$, $V_I = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ kHz}$ (see Figure 8)	35	$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

6.9 Typical Characteristics



**2N3904****SMALL SIGNAL NPN TRANSISTOR**

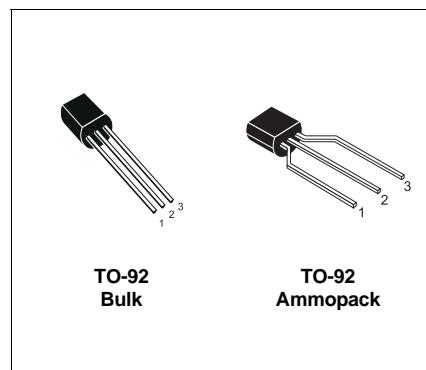
PRELIMINARY DATA

Ordering Code	Marking	Package / Shipment
2N3904	2N3904	TO-92 / Bulk
2N3904-AP	2N3904	TO-92 / Ammopack

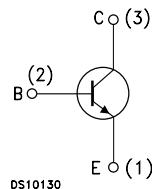
- SILICON EPITAXIAL PLANAR NPN TRANSISTOR
- TO-92 PACKAGE SUITABLE FOR THROUGH-HOLE PCB ASSEMBLY
- THE PNP COMPLEMENTARY TYPE IS 2N3906

APPLICATIONS

- WELL SUITABLE FOR TV AND HOME APPLIANCE EQUIPMENT
- SMALL LOAD SWITCH TRANSISTOR WITH HIGH GAIN AND LOW SATURATION VOLTAGE



INTERNAL SCHEMATIC DIAGRAM

**ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS**

Symbol	Parameter	Value	Unit
V_{CBO}	Collector-Base Voltage ($I_E = 0$)	60	V
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage ($I_B = 0$)	40	V
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage ($I_C = 0$)	6	V
I_C	Collector Current	200	mA
P_{tot}	Total Dissipation at $T_c = 25^\circ\text{C}$	625	mW
T_{stg}	Storage Temperature	-65 to 150	$^\circ\text{C}$
T_j	Max. Operating Junction Temperature	150	$^\circ\text{C}$

2N3904

THERMAL DATA

$R_{thj\text{-amb}}$ •	Thermal Resistance Junction-Ambient	Max	200	$^{\circ}\text{C/W}$
$R_{thj\text{-case}}$ •	Thermal Resistance Junction-Case	Max	83.3	$^{\circ}\text{C/W}$

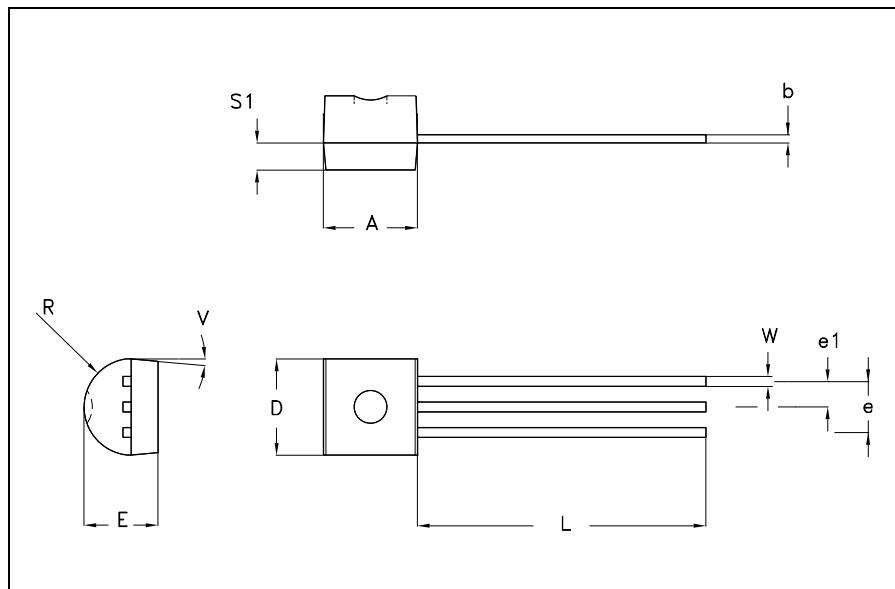
ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_{case} = 25^{\circ}\text{C}$ unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions		Min.	Typ.	Max.	Unit
I_{CEX}	Collector Cut-off Current ($V_{BE} = -3\text{ V}$)	$V_{CE} = 30\text{ V}$			50	nA	
I_{BEX}	Base Cut-off Current ($V_{BE} = -3\text{ V}$)	$V_{CE} = 30\text{ V}$			50	nA	
$V_{(BR)CEO}^*$	Collector-Emitter Breakdown Voltage ($I_B = 0$)	$I_C = 1\text{ mA}$		40			V
$V_{(BR)CBO}$	Collector-Base Breakdown Voltage ($I_E = 0$)	$I_C = 10\text{ }\mu\text{A}$		60			V
$V_{(BR)EBO}$	Emitter-Base Breakdown Voltage ($I_C = 0$)	$I_E = 10\text{ }\mu\text{A}$		6			V
$V_{CE(sat)}^*$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10\text{ mA}$ $I_C = 50\text{ mA}$	$I_B = 1\text{ mA}$ $I_B = 5\text{ mA}$		0.2 0.2	0.2 0.2	V V
$V_{BE(sat)}^*$	Base-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10\text{ mA}$ $I_C = 50\text{ mA}$	$I_B = 1\text{ mA}$ $I_B = 5\text{ mA}$	0.65		0.85 0.95	V V
h_{FE}^*	DC Current Gain	$I_C = 0.1\text{ mA}$ $I_C = 1\text{ mA}$ $I_C = 10\text{ mA}$ $I_C = 50\text{ mA}$ $I_C = 100\text{ mA}$	$V_{CE} = 1\text{ V}$ $V_{CE} = 1\text{ V}$ $V_{CE} = 1\text{ V}$ $V_{CE} = 1\text{ V}$ $V_{CE} = 1\text{ V}$	60 80 100 60 30		300	
f_T	Transition Frequency	$I_C = 10\text{ mA}$ $V_{CE} = 20\text{ V}$	$f = 100\text{ MHz}$	250	270		MHz
C_{CBO}	Collector-Base Capacitance	$I_E = 0$ $V_{CB} = 10\text{ V}$	$f = 1\text{ MHz}$		4		pF
C_{EBO}	Emitter-Base Capacitance	$I_C = 0$ $V_{EB} = 0.5\text{ V}$	$f = 1\text{ MHz}$		18		pF
NF	Noise Figure	$V_{CE} = 5\text{ V}$ $I_C = 0.1\text{ mA}$	$f = 10\text{ Hz}$ to 15.7 KHz $R_G = 1\text{ K}\Omega$		5		dB
t_d t_r	Delay Time Rise Time	$I_C = 10\text{ mA}$ $V_{CC} = 30\text{ V}$	$I_B = 1\text{ mA}$		35 35	ns ns	
t_s t_f	Storage Time Fall Time	$I_C = 10\text{ mA}$ $V_{CC} = 30\text{ V}$	$I_{B1} = -I_{B2} = 1\text{ mA}$		200 50	ns ns	

* Pulsed: Pulse duration = 300 μs , duty cycle $\leq 2\%$

TO-92 MECHANICAL DATA

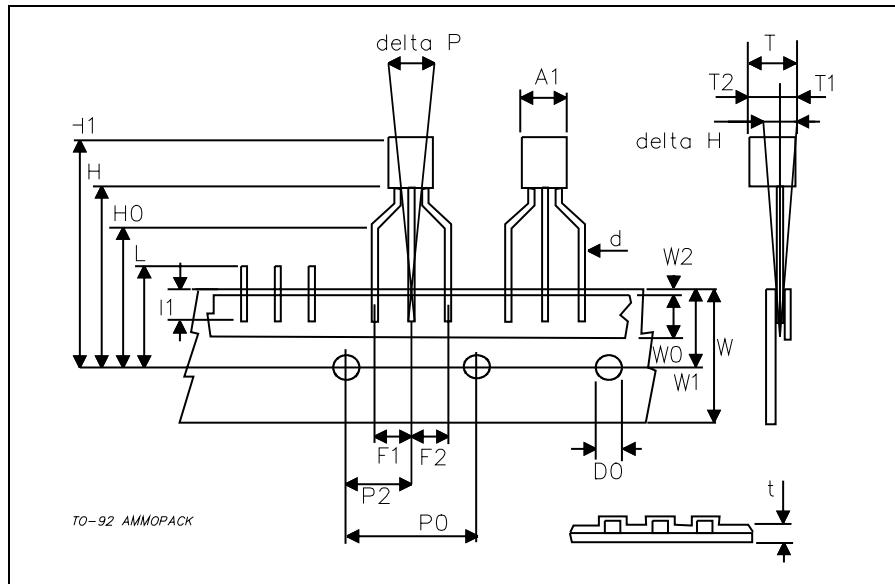
DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A	4.32		4.95	0.170		0.195
b	0.36		0.51	0.014		0.020
D	4.45		4.95	0.175		0.194
E	3.30		3.94	0.130		0.155
e	2.41		2.67	0.095		0.105
e1	1.14		1.40	0.045		0.055
L	12.70		15.49	0.500		0.609
R	2.16		2.41	0.085		0.094
S1	1.14		1.52	0.045		0.059
W	0.41		0.56	0.016		0.022
V	4 degree		6 degree	4 degree		6 degree



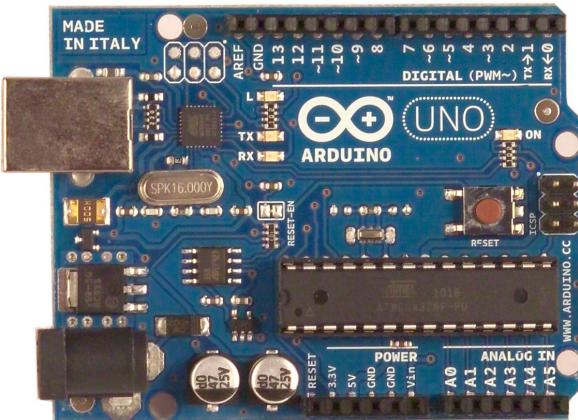
2N3904

TO-92 AMMOPACK SHIPMENT (Suffix"-AP") MECHANICAL DATA

DIM.	mm			inch		
	MIN.	TYP.	MAX.	MIN.	TYP.	MAX.
A1			4.80			0.189
T			3.80			0.150
T1			1.60			0.063
T2			2.30			0.091
d			0.48			0.019
P0	12.50	12.70	12.90	0.492	0.500	0.508
P2	5.65	6.35	7.05	0.222	0.250	0.278
F1,F2	2.44	2.54	2.94	0.096	0.100	0.116
delta H	-2.00		2.00	-0.079		0.079
W	17.50	18.00	19.00	0.689	0.709	0.748
W0	5.70	6.00	6.30	0.224	0.236	0.248
W1	8.50	9.00	9.25	0.335	0.354	0.364
W2			0.50			0.020
H	18.50		20.50	0.728		0.807
H0	15.50	16.00	16.50	0.610	0.630	0.650
H1			25.00			0.984
D0	3.80	4.00	4.20	0.150	0.157	0.165
t			0.90			0.035
L			11.00			0.433
I1	3.00			0.118		
delta P	-1.00		1.00	-0.039		0.039



Arduino UNO



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Environmental Policies half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

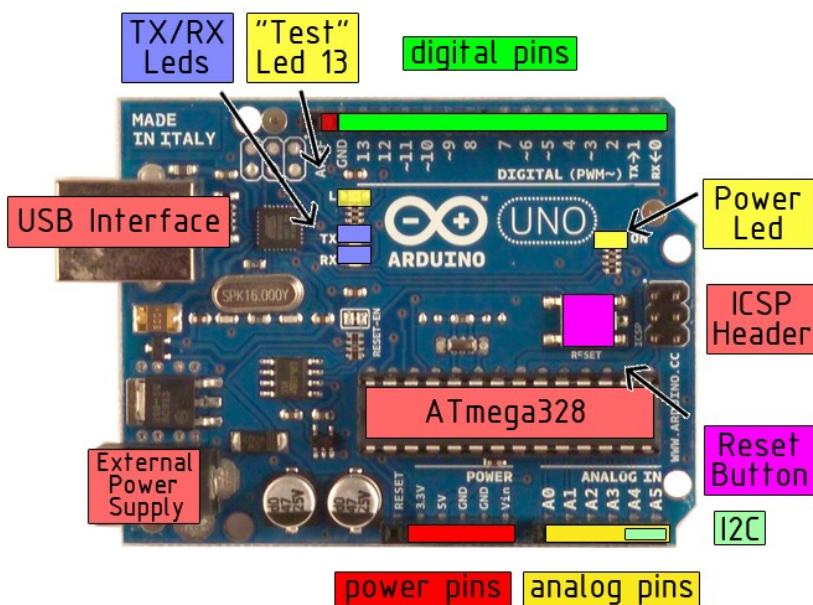


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.



radiospares

RADIONICS



The Uno has 6 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though it is possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **I²C: 4 (SDA) and 5 (SCL).** Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF.** Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset.** Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an *.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I²C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I²C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).



Radiospares

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328 via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

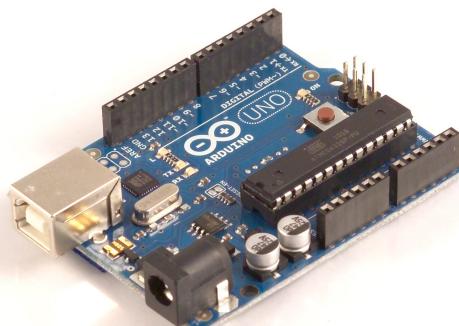
The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

[Linux Install](#)

[Windows Install](#)

[Mac Install](#)

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select

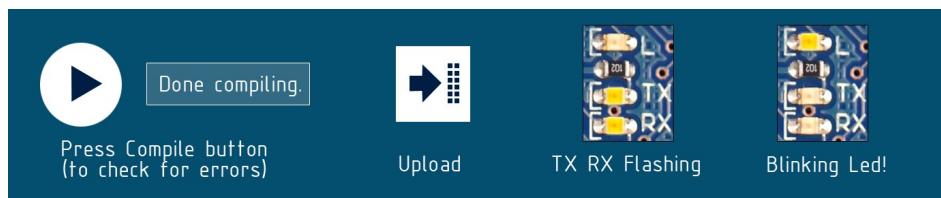
Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

The screenshot shows the Arduino IDE interface with the title bar 'Blink | Arduino 0017'. The menu bar includes File, Edit, Sketch, Tools, Help, and a toolbar with various icons. The main window displays the 'Blink' sketch code:

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

// The setup() method runs once, when the sketch starts
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power
void loop() {
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000); // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW); // set the LED off
  delay(1000); // wait for a second
}
```

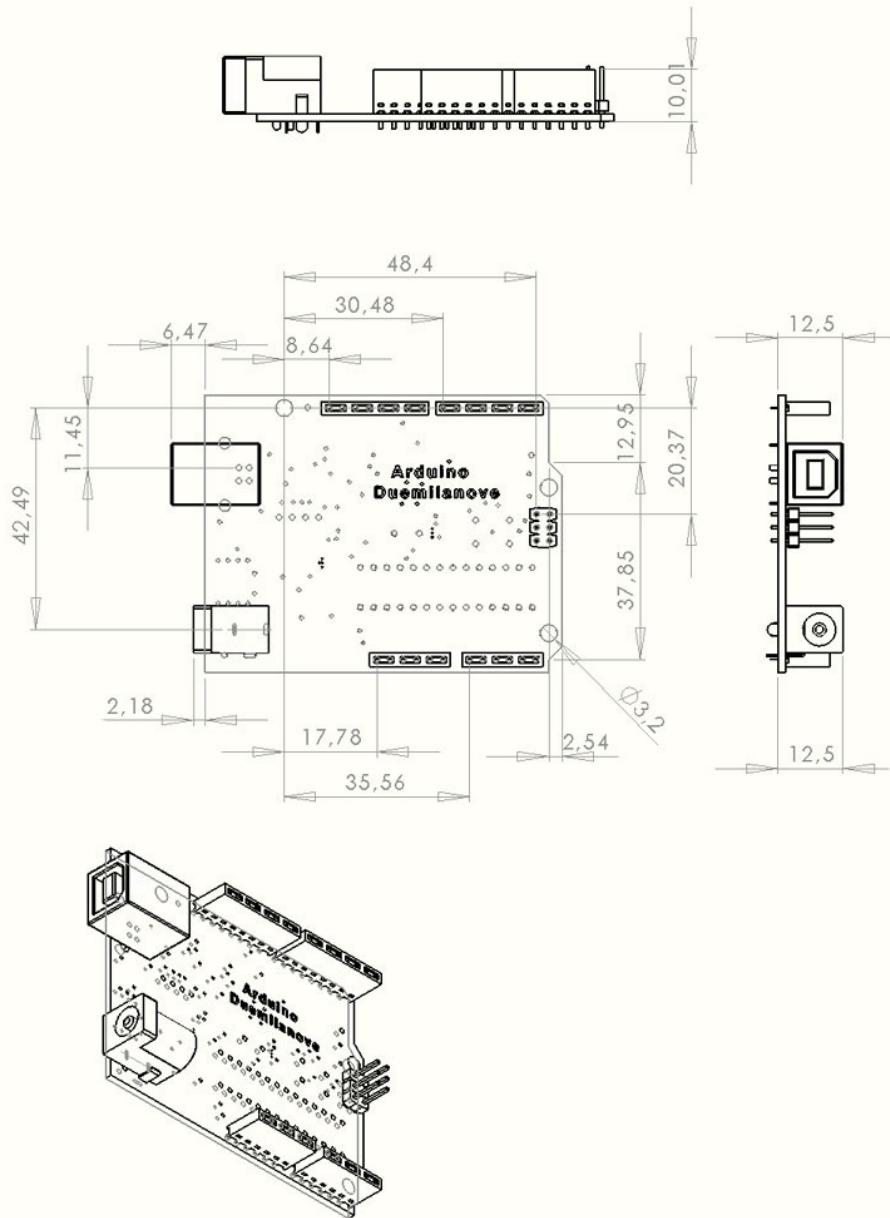


radiospares

RADIONICS



Dimensioned Drawing



Radiospares

RADIONICS



Códigos

```
Sensor_de_temperatura

// Declaracion de variables globales
float tempC; // Variable para almacenar el valor obtenido del sensor (0 a 1023)
int pinLM35 = 5; // Variable del pin de entrada del sensor (A5)

// Configuración funciones que corren solo una vez
void setup() {

    Serial.begin(9600); // Configuracion del puerto serial a 9600 bps
}

// Funciones en loop
void loop() {

    tempC = analogRead(pinLM35); // Con analogRead lee el sensor
    tempC = ((tempC*5/1024)/0.08); // Calcula la temperatura con la fórmula
    Serial.print(tempC); // Envia el dato al puerto serial
    Serial.print("\n"); // Salto de línea
    delay(1000); // Espera un tiempo para repetir el loop
}
```

Figura B.1: Código sensor de temperatura Arduino.

```

pulsimetro_finalcomentado §

#include "ThresholdLib.h"
#include "MedianFilterLib.h"

Threshold<int> threshold(500, 100); // Valores umbralizadores, (1,0)
MedianFilter<int> medianFilter(5); // Único parametro de la función que calcula la mediana, toma (x) valores

//Variables para medir el tiempo entre muestra y muestra
unsigned long pasado = 0;
unsigned long ahora ;
unsigned long tiempo;
unsigned long diferencialtiempo;
unsigned long diferencialpulso;

unsigned long pulso; //variable donde se almacena el valor leido de el pin A0
int derivada; // Variable donde se guarda la señal derivada
unsigned long umbralizadapasada = 0; // Variable donde se guarda la señal umbralizada

// Variables utilizadas para medir el tiempo entre pulso y pulso
unsigned long fc; // Variable donde se guarda el valor de frecuencia cardiaca
unsigned long tiemposegundo;
unsigned long tiempoprimero = 0;
unsigned long tiempopulso;

// Configuración funciones que corren solo una vez
void setup()
{
    Serial.begin(9600); // Configuracion del puerto serial a 9600 bps
}

// Funciones en loop
void loop()
{
    unsigned long tiempo=micros(); //variables para medir el tiempo entre muestra y muestra, micros() cuenta en microsegundos
    pulso = analogRead(0); // lectura analógica del pin A0

    // Umbralización de señal
    bool umbralizada = threshold.addValue(pulso); //Función de la librería para umbralizar

    // Derivación de señal
    ahora= tiempo; //El tiempo se guarda en ahora
    diferencialtiempo = ahora - pasado ; //Cálculo del diferencial del tiempo
    diferencialpulso= umbralizada - umbralizadapasada ; //Cálculo diferencial del pulso
    derivada = (diferencialpulso/diferencialtiempo) ; //Cálculo derivada
    umbralizadapasada=umbralizada; //El valor actual de la señal se guarda para en el próximo loop utilizarlo
    pasado = ahora; //El valor acutal del tiempo se guarda para, en el próximo loop, utilizarlo

    // Calculo de FC
    if (derivada > 0){ //Condición de que la señal derivada sea mayor a 0 (se produjo un pulso)
        tiemposegundo = ahora; // El tiempo se guarda en tiemposegundo
        tiempopulso = tiemposegundo - tiempoprimero; // Se calcúla el tiempo transcurrido entre pulso y pulso (FC instantanea)

        //Filtro para eliminar ruido
        if ((tiempopulso < 1200000) && (tiempopulso > 300000)){ //Elimina valores de frecuencia cardiaca por debajo de 50 y por arriba a 200
            fc= 60000000/tiempopulso; //Calcula el valor de la FC

            // Calcular mediana móvil
            int mean = medianFilter.addValue(fc); //Calcula la mediana
            Serial.print(fc); //Muestra el resultado
        }
        tiempoprimero = tiemposegundo; //El valor del tiempo acutal del pulso se guarda para, en el próximo loop utilizarlo
    }
}

```

Figura B.2: Código sensor de pulso Arduino.

```

testcomentado §

#include "ThresholdLib.h"
#include "MedianFilterLib.h"

Threshold<int> threshold(500, 100); // Valores umbralizadores, (1,0)
MedianFilter<int> medianFilter(5); // Único parametro de la función que calcula la mediana, toma (x) valores

//Variables para medir el tiempo entre muestra y muestra
unsigned long pasado = 0;
unsigned long ahora ;
unsigned long tiempo;
unsigned long diferencialtiempo;
unsigned long diferencialpulso;

unsigned long pulso; //variable donde se almacena el valor leido de el pin A0
int derivada; // Variable donde se guarda la señal derivada
unsigned long umbralizadapasada = 0; // Variable donde se guarda la señal umbralizada

// Variables utilizadas para medir el tiempo entre pulso y pulso
unsigned long fc; // Variable donde se guarda el valor de frecuencia cardiaca
unsigned long tiemposegundo;
unsigned long tiempoprimero = 0;
unsigned long tiempopulso;

//Variables sensor de temperatura
float tempC; // Variable para almacenar el valor obtenido del sensor (0 a 1023)
int pinLM35 = 5; // Variable del pin de entrada del sensor (A5)

// Configuración funciones que corren solo una vez
void setup()
{
    Serial.begin(9600); // Configuracion del puerto serial a 9600 bps
}

// Funciones en loop
void loop()
{
    unsigned long tiempo=millis(); //variables para medir el tiempo entre muestra y muestra, millis() cuenta en microsegundos
    pulso = analogRead(0); // lectura analógica del pin A0
    tempC = analogRead(pinLM35); // Con analogRead lee el sensor
    tempC = ((tempC*5/1024)/0.08); // Calcula la temperatura con la fórmula

    // Umbralización de señal
    bool umbralizada = threshold.addValue(pulso); //Función de la librería para umbralizar

    // Derivación de señal
    ahora= tiempo; //El tiempo se guarda en ahora
    diferencialtiempo = ahora - pasado ; //Cálculo del diferencial del tiempo
    diferencialpulso= umbralizada - umbralizadapasada ; //Cálculo diferencial del pulso
    derivada = (diferencialpulso/diferencialtiempo) ; //Cálculo derivada
    umbralizadapasada=umbralizada; //El valor actual de la señal se guarda para en el próximo loop utilizarlo
    pasado = ahora; //El valor acutal del tiempo se guarda para, en el próximo loop, utilizarlo

    // Calculo de FC
    if (derivada > 0){ //Condición de que la señal derivada sea mayor a 0 (se produjo un pulso)
        tiemposegundo = ahora; // El tiempo se guarda en tiemposegundo
        tiempopulso = tiemposegundo - tiempoprimero; // Se calcúla el tiempo transcurrido entre pulso y pulso (FC instantanea)

        // Filtro para eliminar ruido
        if ((tiempopulso < 1200000) && (tiempopulso > 300000)){ //Elimina valores de frecuencia cardiaca por debajo de 50 y por arriba a 200
            fc= 60000000/tiempopulso; //Calcula el valor de la FC

        // Calcular mediana movil
        int mean = medianFilter.addValue(fc); //Calcula la mediana

        // Imprimir resultados
        Serial.print(mean); //Frecuencia cardiaca
        Serial.print("\t"); //Espacio
        Serial.println(tempC); //Temperatura corporal
    }
    tiempoprimero = tiemposegundo; //El valor del tiempo acutal del pulso se guarda para, en el próximo loop utilizarlo
}
}

```

Figura B.3: Código test Arduino.

```

1 import wx
2 import gettext
3 import threading
4 import serial
5 import cv2
6 import sys
7 import time
8 import numpy as np
9
10 #Hilo principal#
11 class hilovalores(threading.Thread):
12     def __init__(self):
13         threading.Thread.__init__(self)
14         self.ser = serial.Serial('COM3', baudrate=9600)
15         self.valorfc = [] #Variable donde se guardaran los valores al terminar el hilo
16         self.valortc = [] #Variable donde se guardaran Los valores al terminar el hilo
17         self.segundos = 240 #Tiempo que tarda en Levantar datos, 240 segundos = 4 minutos
18
19     def run(self):
20         tiempoinicial = time.time()
21         limite = tiempoinicial + self.segundos
22         while tiempoinicial<=limite: #Tiempo de espera hasta obtener los resultados
23             tiempoinicial = time.time()
24         while len(self.valorfc) < 10: #Cantidad de valores que va a obtener antes de proseguir
25             try: #No tiene en cuenta el error en descriptor con except
26                 data = self.ser.readline().decode("utf-8") # utf-8 decodifica el byte como unicode (saca las \n\t)
27                 lista = data.split("\t") # Separa frecuencia cardiaca de temperatura corporal
28                 self.valorfc.append( float(lista[0]) ) # Guarda en valorfc el valor de la frecuencia cardiaca
29                 self.valortc.append( float(lista[1]) ) # Guarda en valortc el valor de la temperatura corporal
30                 print(self.valortc)
31             except UnicodeDecodeError: # Error que no tiene en cuenta
32                 pass # Sigue ejecutando el programa
33         self.valorfc = np.asarray(self.valorfc) # Arreglo de Los valores
34         self.valortc = np.asarray(self.valortc) # Arreglo de Los valores
35         self.fc=(np.median(self.valorfc)) # guarda en fc el valor final de la mediana de la frecuencia cardiaca
36         self.tc=(np.median(self.valortc)*2) # Guarda en tc el valor final de la mediana de la temperatura corporal
37         self.ser.close() #cierra puerto serie
38
39 #Interfaz grafica#
40 class MyFrame(wx.Frame):
41     def __init__(self, *args, **kwds):
42         wx.Frame.__init__(self, *args, **kwds)
43         self.panel_1 = wx.Panel(self, wx.ID_ANY)
44         self.label_timer = wx.StaticText(self.panel_1, wx.ID_ANY, _("05:00")) # Cronómetro
45         self.label_result = wx.StaticText(self.panel_1, wx.ID_ANY,_("Coloque el termómetro y el dedo pulgar.\nLuego seleccione comenzar.")) # Mensaje
46         self.button_start = wx.Button(self.panel_1, wx.ID_ANY, _("Comenzar")) # Botón comenzar
47         self.__set_properties()
48         self.__do_layout()
49         self.Bind(wx.EVT_BUTTON, self.button_start_evt, self.button_start) # Al hacer click en "comenzar" empieza a funcionar el timer
50         self.timer = wx.Timer(self, 10000)
51         self.Bind(wx.EVT_TIMER, self.OnTimer)
52         self.seconds = 0 # Segundos en que empieza el timer
53         self.minutes = 5 # Minutos en que empieza el timer
54         self.hilo1 = hilovalores() # Instancia el hilo
55
56     #Timer interfaz grafica#
57     def OnTimer(self, event):
58         self.label_result.SetLabel("Aguarde por favor...") # Mensaje al comenzar el cronómetro
59         if self.seconds == 0:
60             self.seconds = 59
61             self.minutes = self.minutes - 1
62         else:
63             self.seconds = self.seconds - 1
64         if (self.minutes == -1) and (self.seconds == 59):
65             self.seconds = 0
66             self.minutes = 0
67             self.timer.Stop()

```

Figura B.4: Código test Python 3.7 (1/2).

```

69 #Según los valores finales de fc y tc muestra los mensajes indicados al terminar el timer
70 if ( self.hilo1.fc > 110) and ( self.hilo1.tc > 38):
71     self.label_result.SetLabel(
72         ('\nLa persona posee signos de estar bajos los efectos de la cocaína.\nSu frecuencia cardiaca es: {} LPM.\nSu temperatura corporal es: {} °C.'
73         .format(self.hilo1.fc,self.hilo1.tc)) # Mensaje
74     elif (self.hilo1.fc > 110) and (self.hilo1.tc < 38):
75         self.label_result.SetLabel(
76             ('\nLa persona tiene frecuencia cardiaca alta.\nSu frecuencia cardiaca es: {} LPM.\nSu temperatura corporal es: {} °C.'
77             .format(self.hilo1.fc,self.hilo1.tc)) # Mensaje
78     elif (self.hilo1.fc < 110) and (self.hilo1.tc > 38):
79         self.label_result.SetLabel(
80             ('\nLa persona tiene fiebre.\nSu frecuencia cardiaca es: {} LPM.\nSu temperatura corporal es: {} °C.'
81             .format(self.hilo1.fc,self.hilo1.tc)) # Mensaje
82     elif (self.hilo1.fc < 110) and (self.hilo1.tc < 38):
83         self.label_result.SetLabel(
84             ('\nLa persona no posee signos de estar bajos los efectos de la cocaína.\nSu frecuencia cardiaca es: {} LPM.\nSu temperatura corporal es: {} °C.'
85             .format(self.hilo1.fc,self.hilo1.tc)) # Mensaje
86     else:
87         self.label_result.SetLabel('\nError de medición') # Mensaje
88 minutes = ''
89 seconds = ''
90 if self.seconds < 10:
91     seconds = '0' + str(self.seconds)
92 else:
93     seconds = str(self.seconds)
94 minutes = '0' + str(self.minutes)
95 self.label_timer.SetLabel(minutes + ':' + seconds)
96
97 #Tamaño de La ventana#
98 def __set_properties(self):
99     self.SetTitle("Test de cocaína")
100    self.SetSize((1230, 400))
101    self.label_timerSetFont(wx.Font(88, wx.DEFAULT, wx.NORMAL, wx.NORMAL, 0, ""))
102    self.label_resultSetFont(wx.Font(30, wx.DEFAULT, wx.NORMAL, wx.NORMAL, 0, ""))
103    self.button_startSetFont(wx.Font(22, wx.DEFAULT, wx.NORMAL, wx.NORMAL, 0, ""))
104 #Diseño de La ventana#
105 def __do_layout(self):
106     sizer_1 = wx.BoxSizer(wx.VERTICAL)
107     sizer_2 = wx.BoxSizer(wx.VERTICAL)
108     grid_sizer_1 = wx.GridSizer(3, 1, 0)
109     grid_sizer_1.Add(self.label_timer, 0, wx.ALIGN_CENTER, 0)
110     grid_sizer_1.Add(self.label_result, 0, wx.ALL, 5)
111     grid_sizer_1.Add(self.button_start, 0, wx.ALIGN_BOTTOM | wx.ALIGN_RIGHT | wx.ALL, 5)
112     sizer_2.Add(grid_sizer_1, 1, wx.EXPAND, 0)
113     self.panel_1.SetSizer(sizer_2)
114     sizer_1.Add(self.panel_1, 1, wx.EXPAND, 0)
115     self.SetSizer(sizer_1)
116     self.Layout()
117
118 #Acciones al hacer click en "comenzar"#
119 def button_start_evt(self, event):
120     self.timer.Start(1000)
121     self.hilo1.start() # Inicia el hilo
122     event.Skip()
123
124 #Abre la ventana al iniciar el programa#
125 class MyApp(wx.App):
126     def OnInit(self):
127         frame_1 = MyFrame(None, wx.ID_ANY, "")
128         self.SetTopWindow(frame_1)
129         frame_1.Show()
130         return True
131
132 if __name__ == "__main__":
133     gettext.install("app")
134     app = MyApp(0)
135     app.MainLoop()

```

Figura B.5: Código test Python 3.7 (2/2).

Bibliografía

- [1] <https://www.rightdiagnosis.com/>, (accedido: 28-Nov-2018).
- [2] C. Kuhn, S. Swartzwelder and W. Wilson, *Colocados: lo que hay que saber sobre drogas más consumidas, desde el alcohol hasta el éxtasis*, 2011.
- [3] M. Somoza, *Consumo de cocaína. Estudio nacional en población de 12 a 65 años sobre consumo de sustancias psicoactivas. Argentina, 2017*, 2017.
- [4] [Estudio2017Sedronar.pdf](#), (accedido: 22-Jun-2018).
- [5] H. Rouvierère and A. Delmas, *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional*, 2005, **2**, year.
- [6] A. B. Houssay and H. E. Cingolani, *Fisiología humana*, 2000.
- [7] H. Rouvierère and A. Delmas, *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional*, 2005, **3**, year.
- [8] J. Sobotta, R. Putz and R. Pabst, *Sobotta: Atlas de Anatomía Humana*, 2006, **1**, year.
- [9] F. D. Saravi, *Texto virtual de fisiología y biofísica*, , www.fisiologiahumana.weebly.com, year.
- [10] www.drugabuse.gov/es/publicaciones/serie-de-reportes/cocaina-abuso-y-adiccion/como-produce-sus-efectos-la-cocaina, (accedido: 05-Abr-2018).
- [11] F. W. Sears, M. W. Zemansky, H. D. Young and R. A. Freedman, *Física univeritaria*, 2009, **1**, year.
- [12] T. Instruments, , 1999.
- [13] F. W. Sears, M. W. Zemansky, H. D. Young and R. A. Freedman, *Física univeritaria*, 2009, **2**, year.
- [14] Kingbright, , 2012.
- [15] <https://www.doctortest.com/test-cocaina-tira-cos>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [16] <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003578.htm>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [17] <https://www.doctoroscarlopez.com/tabique-nasal-perforado/>, (accedido: 22-Jun-2018).

- [18] <https://listado.mercadolibre.com.ar/reloj-con-pulsometro>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [19] <https://celulares.mercadolibre.com.ar/accesorios/smartwatch/>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [20] <https://www.samsung.com/ar/support/model/SM-G900HZKPAR0>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [21] https://play.google.com/store/apps/details?id=si.modula.android.instantheartrate&hl=es_AR, (accedido: 22-Jun-2018).
- [22] <https://oximetro.com.mx/blog/noticias/como-funciona-el-oximetro-de-pulso/>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [23] <https://listado.mercadolibre.com.ar/termometro-de-mercurio>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [24] <https://periodicosalud.com/termometro-digital-que-es-funcionamiento-como-se-usa-tipos/>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [25] https://www.drugs.com/cg_esp/c%C3%B3mo-tomar-la-temperatura-en-el-o%C3%ADodo-discharge-care.html, (accedido: 22-Jun-2018).
- [26] <http://www.elmedicoenlacasa.com/tipos-y-usos-de-los-termometros/>, (accedido: 22-Jun-2018).
- [27] Arduino, .
- [28] Kingbright, , 2016.
- [29] S. Microelectronics, , 2003.