



**UNIVERSIDAD JOSE ANTONIO PAEZ**

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE  
INTERCONEXION INTELIGENTE IOT PARA  
EL MONITOREO DE NIVELES DE GLUCOSA  
EN LA SANGRE DE USO DOMICILIARIO**

**Autores:**

Zambrano R., Daniel A.

Peña U., Luis E.

Urb. Yuma II, calle N.º 3. Municipio San Diego.  
Teléfono: (0241) 8714240 – Fax: (0241) 8172394



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA  
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE  
INTERCONEXION INTELIGENTE IOT PARA  
EL MONITOREO DE NIVELES DE GLUCOSA  
EN LA SANGRE DE USO DOMICILIARIO**

Trabajo de Grado presentado como requisito parcial para optar al título de  
**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Autores:** Zambrano R., Daniel A.  
C.I. 23.888.530  
Peña U., Luis E.  
C.I. 24.880.038  
**Tutor Académico:** Wilfredo Mendoza.

San Diego, mayo de 2019.



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA  
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRONICA

### ACEPTACIÓN DEL TUTOR

Quien suscribe, Ingeniero Wilfredo Mendoza, portador de la cédula de identidad N° 22.744.494, en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por los ciudadanos Daniel A. Zambrano R., y Luis E. Peña U., portadores de la cédula de identidad N° 23.888.530 y 24.880.038 respectivamente, titulado **“DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE INTERCONEXION INTELIGENTE IOT PARA EL MONITOREO DE NIVELES DE GLUCOSA EN LA SANGRE DE USO DOMICILIARIO”** presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero Electrónico, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, al mes de octubre del año dos mil diecinueve.

Ing. Wilfredo Mendoza



FI-E -003-2019-2CR (TG)

Valencia, 19 de Julio de 2019

Ciudadanos:  
Daniel Zambrano  
C.I:23.888.530  
Luis Peña  
C.I:24.880.038  
Presente-

Cumplo con informarle que la Comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería en su reunión N° 01-2019 de fecha 19-07-2019 aprobó el proyecto de trabajo de grado titulado **DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE INTERCONEXIÓN INTELIGENTE IOT PARA EL MONITOREO DE NIVELES DE GLUCOSA EN LA SANGRE DE USO DOMICILIARIO** Presentado por usted como requisitos para optar al título de Ingeniero en Electrónica e Ingeniero Telecomunicaciones.

Se ratifica la designación del Ing. Wilfredo Mendoza C.I:10.738.814 y la Ing. Alicia De Pizzela C.I: 4.598.880 como Tutores Académicos y Metodológicos que los asesoraran en el desarrollo de este proyecto.

Atentamente,

**Prof. Luis Lira**

**Decano de la Facultad de Ingeniería**



c.c. Coordinación de Pasantías y Trabajo de Grado (1).

Ll/lc

## **DEDICATORIA**

Dedicamos esta obra a nuestros padres y familiares, que nos han apoyado durante toda nuestra vida y en especial en esta etapa de retos, a Dios por ser una fuente de inspiración que nos guio en la senda que hoy recorreremos, a nuestros amigos los cuales en las buenas y en las malas nos han enseñado cientos de cosas en transcurso de nuestras vidas.

## **AGRADECIMIENTOS**

A **Leonardo Prato** y **Juan Carlos Galán**, por ser un gran apoyo y motivación durante tantos años en este proceso, por estar siempre ahí, gracias, siempre fueron parte del camino, y ahora son parte de este éxito. A mis tías, **Lorena, Elsy** y **Nancy**, gracias por ser como una segunda madre para mí, sin ustedes todo esto hubiese sido mucho más difícil. A mis hermanos, futuros colegas, nunca se rindan, más temprano que tarde sus sueños también empezaran a hacerse realidad. A **Leidy Carvajal**, a ti te debo tanto que no me alcanzarían las paginas, gracias por ser mi mano derecha y mi mejor amiga durante tantos años, fuiste un pilar fundamental en todo este proceso, a ti, infinitas gracias.

Y finalmente a nuestro tutor académico **Wilfredo Mendoza**, gracias por tanta dedicación y paciencia, es un orgullo que haya sido participe de este proceso, este éxito también se lo debemos a usted. Gracias!

**Daniel Arturo Zambrano Ramírez.**

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradezco a mis padres **Alba de Peña** y **Oscar Peña** que durante los años de mi infancia hicieron en su medida todo lo posible para educarme y mostrarme el mundo, además por apoyarme en todos mis altibajos emocionales y por estar siempre presentes en todos los momentos importantes de mi vida.

Agradezco a mi hermana **Carolina Peña** por ser la vela de mi barco, siempre un ejemplo a seguir y con quien puedo identificarme.

A todas mis **amistades y conocidos** que a lo largo de mi vida han influido en mis decisiones, y que han formado parte de la suma de todas las experiencias que me convierten en la persona que soy

Quiero agradecer a mi amigo **Daniel zambrano** por aceptarme como compañero de tesis, con quien emprendí esta hazaña y logro de mi vida

**Luis Emiro Peña Uzcátegui**

## INDICE GENERAL

<b>RESUMEN</b> .....	XIII
<b>INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>CAPÍTULO</b>	
<b>I EL PROBLEMA</b>	
1.1 Planteamiento del problema .....	3
1.2 Formulación del problema .....	4
1.3 Objetivos de la investigación .....	4
1.3.1 Objetivo general .....	4
1.3.2 Objetivos específicos .....	4
1.4 Justificación de la investigación .....	4
1.5 Alcance .....	5
1.6 Limitaciones .....	6
<b>II MARCO TEÓRICO</b>	
2.1 Antecedentes .....	7
2.2 Bases Teóricas .....	9
2.2.1 La glucosa .....	9
2.2.2 El trifosfato de adenosina (ATP) .....	10
2.2.3 La insulina .....	12
2.2.4 Diabetes mellitus .....	12
2.2.5 Tipos de monitorización de la glucemia .....	13
2.2.5.1 Invasivos .....	13
2.2.5.2 Mínimamente invasivos .....	14
2.2.5.3 No invasivos .....	15
2.2.5.4 Espectroscopia fotoacústica .....	19
2.2.5.5 Ultrasonido .....	19

2.2.6 Arduino .....	20
2.2.3.1 Aplicaciones .....	20
2.2.4 IOT Internet de las cosas .....	21
2.3 Bases legales .....	21
2.4 Definición de términos Básicos .....	22
<b>III MARCO METODOLOGICO</b>	
3.1 Tipo de investigación .....	24
3.2 Diseño de la investigación .....	25
3.3 Nivel de investigación .....	25
3.4 Fases Metodológicas .....	25
3.5 Población y muestra .....	27
3.6 Técnicas e instrumentos de investigación .....	28
<b>IV RESULTADOS</b>	
4.1 Fase I: Determinación de los parámetros necesarios para efectuar un análisis de sangre enfocado en la medición de glucemia .....	31
4.1.1 Observación directa .....	31
4.1.2 Parámetros para la medición de glucosa en la sangre .....	32
4.1.2.1 valores de glucemia .....	32
4.1.2.2 Los métodos de medición no invasiva .....	33
4.1.2.3 El ultrasonido como parámetro de concentración de glucosa en la sangre .....	34
4.2 Fase II: Selección del método no invasivo para la medición de glucemia, y planteamiento de las capacidades del sistema de medición .....	36
4.2.1 Espectroscopia NIR .....	37
4.2.2 Longitud de onda .....	38
4.2.3 Calibraciones .....	39
4.2.4 Factores que pueden afectar la exactitud de los resultados .....	39
4.2.5 Planteamiento de las capacidades del sistema de medición .....	40

4.3 Fase III: Elaboración de un diseño del sistema de adquisición de datos del dispositivo .....	41
4.3.1 Diseño de los planos de los circuitos de glucómetro .....	41
4.3.2. Fotodiodo BPV10NF .....	42
4.3.3. Amplificador operacional CA3130E .....	44
4.3.4. Estabilizando el amplificador de transimpedancia .....	44
4.3.5. Señal de salida del amplificador .....	45
4.3.6 Calibración y diseño PCB del instrumento de medida .....	46
4.3.7 Conectividad IoT .....	49
4.4. Fase IV: Determinación la factibilidad técnica, operativa, social, ambiental y económica del glucómetro .....	51
4.4.1. Factibilidad técnica .....	51
4.4.2. Factibilidad operativa .....	52
4.4.3. Factibilidad social .....	53
4.4.4. Factibilidad ambiental .....	54
4.4.5 Factibilidad económica .....	54
CONCLUSIONES .....	57
RECOMENDACIONES .....	59
REFERENCIAS .....	60
ANEXOS .....	61
ANEXO 1 PHOTODIODO BPV11NF .....	-
ANEXO 2 AMPLIFICADOR OPERACIONAL CA3130 .....	-

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>FIGURA</b>	<b>NOMBRE</b>	<b>PP.</b>
1	Evolución de los niveles de glucosa tras una comida .....	10
2	Estructura del ATP .....	11
3	Onda AM .....	34
4	Esquema de onda estacionaria .....	35
5	Rayos NIR absorbidos por algunos enlaces, reflejados por otros enlaces o transmitidos a través de una muestra .....	38
6	Espectro de absorción de la glucosa en agua .....	40
7	Circuito de Buzzer para el ultrasonido .....	41
8	Circuito de alimentación del led infrarrojo .....	42
9	Circuito de amplificación del fotodiodo .....	42
10	La salida espectral del fotodiodo de silicio BPV10NF alcanza un máximo de aproximadamente 950 nm, con un ancho de banda aproximado de aproximadamente 260 nm .....	43
11	Curva de calibración para la simulación .....	47
12	Diseño PCB del circuito del Buzzer .....	47
13	Diseño PCB del circuito del led infrarrojo .....	47
14	Diseño PCB del circuito de amplificación del fotodiodo .....	48
15	Diseño de montaje del circuito del glucómetro no invasivo .....	48
16	Sensores en AskSensors .....	50
17	Disponibilidad y API Key en AskSensors .....	50
18	Envío de datos a AskSensors .....	51
19	Esquema de funcionamiento de la aplicación GlucoOne .....	53

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>TABLA</b>	<b>CONTENIDO</b>	<b>PP.</b>
1	Planilla de referencia total .....	29
2	Planilla de chequeo de datos de glucemia .....	30
3	Criterios para el diagnóstico de las alteraciones en el metabolismo de la glucosa, a través de plasma o suero venoso. Valores expresados en mg/dl .....	32
4	Resumen de diferentes métodos de medición .....	33
5	Tabla de impedancias acústicas .....	36
6	Costos del proyecto de glucómetro no invasivo .....	55
7	Beneficios netos observados en 4 meses .....	55



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA  
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRONICA

**“DISEÑO DE UN DISPOSITIVO DE INTERCONEXION INTELIGENTE  
IOT PARA EL MONITOREO DE NIVELES DE GLUCOSA EN LA  
SANGRE DE USO DOMESTICO”**

**Autores:**

Zambrano R., Daniel A.

Peña U., Luis E.

**Tutor Académico:** Ing. Wilfredo Mendoza.

**Fecha:** mayo 2019

**RESUMEN**

La diabetes es una enfermedad crónica asociada a la producción insuficiente de insulina o del uso ineficaz por parte del organismo humano para utilizar dicho compuesto correctamente. Esto implica un aumento de la glucosa en sangre que se conoce como hiperglucemia, aunque también existen alteraciones relacionadas con la insulina o el metabolismo que puede causar hipoglucemia que, con el tiempo, la hipoglucemia, así como también hiperglucemia dañan el organismo humano. Según los datos de la Organización Mundial de la Salud, se calcula que en 2014 un 9% de los adultos mayores de 18 años parecía algún tipo de diabetes. Por ello se busca la creación de un dispositivo con un sensor de medición de glucosa no invasivo, es decir que no requiera de sangre para hacer la medición de glucosa y por lo tanto la toma de medidas sea indolora, para facilitar a los pacientes el tratamiento de esta enfermedad cada vez más extendida, para su realización se estudiarán los diferentes medios no invasivos, así como también se hará uso de Arduino como plataforma de control del dispositivo, también se diseñara el sensor no invasivo para la medición, además el dispositivo final contará con bluetooth para manipular el dispositivo de manera remota, así como también se programa una aplicación para teléfonos móviles.

**Descriptor:** Medición, creación, glucosa, Organización mundial de la salud.

## INTRODUCCIÓN

En diversas regiones del mundo, así como también en Venezuela, se han realizado múltiples encuestas para estimar la prevalencia de la diabetes mellitus o congénita (conocidas comúnmente como diabetes tipo 1 o tipo 2 respectivamente) y de sus factores de riesgo, pero estas han sido esporádicas y metodológicamente distintas, dificultando la comparabilidad y extrapolación de los resultados. Además, se puede asumir que en la mayoría de los países no se realiza vigilancia epidemiológica sobre la diabetes, lo cual es explicado por las características propias de la enfermedad. Por ejemplo, en la diabetes tipo 2 que representa aproximadamente un 90% de todos los casos diabéticos, existe un gran número de casos subclínicos en los cuales se evidencian regímenes terapéuticos, y largos periodos de aparición de complicaciones.

Conforme a la cifra de prevalencia para Venezuela en el año 2000, estimada entre el 5.1 y el 6,0% de la población, y que la población estimada para el año 2002, es cercana a los veinticinco millones de habitantes, según el Censo Nacional de Población y Vivienda del año 1991, entonces se estimaría que el volumen de diabéticos tipo 2 esperado para este año, estaría ubicado entre un millón doscientos ochenta mil a un millón quinientos cinco mil. Y en lo concerniente a la diabetes tipo 1, según estudios del 1992, la prevalencia nacional estaría cercana al 0.5% por 100.000 habitantes (un aproximado de 126 pacientes para el año 2002).

Lo comentado anteriormente condujo al estudio de una solución compuesta por el diseño de un sistema electrónico de interconexión inteligente IOT que permita la monitorización de los niveles de glucosa en la sangre, a través del análisis de curvas de glucosa y oximetría por medio de un método no invasivo para determinar dicho parámetro y así poder prevenir los casos de morbilidad y mortalidad que van en aumento en el país con el transcurrir de los años, y así mismo dar una posible solución para la reducción de costos en las aseguradoras que genera cada paciente al ingresar por emergencia en cualquier centro de salud privado.

Este sistema tendrá la posibilidad de ser capaz de mostrar los resultados de manera visual en una interfaz interactiva luego de realizar una medición previa en el individuo, además, la información recibida podrá ser enviada a través de la red de internet a un servidor IoT, donde cualquier persona calificada en el área de salud endocrinológica o medicina interna o afines a las mencionadas, podrá realizar un diagnóstico seguro y confiable, no obstante el dispositivo contara con la capacidad de realizar mediciones de oximetría (saturación de oxígeno en la sangre), además de la tensión arterial, que es un parámetro a tener en cuenta indispensable para una persona diabética, y que también las mediciones antes citadas, son un parámetro básico de medición y seguimiento de personas con enfermedades y complicaciones avanzadas derivadas de la diabetes y otras enfermedades crónicas.

**Capítulo I:** El trabajo inicia con la presentación de una descripción y formulación del problema, seguidamente de la presentación de los objetivos que guiaran la investigación, luego se procede a dar la justificación, alcance y limitaciones de la misma.

**Capítulo II:** Se introduce los antecedentes e investigaciones que tratan el mismo problema o se relacionan con la presente investigación desarrollada. Se explican las bases teóricas que son necesarias para la elaboración y síntesis de esta investigación y en última instancia se definen los términos básicos que y acrónimos usados en esta investigación.

**Capítulo III:** Se describe todo lo referente al marco metodológico, como lo son el tipo y diseño de la investigación a utilizar para cumplir los objetivos del trabajo, así como también se describen el nivel de investigación, fuentes, técnicas e instrumentos de recolección de datos, conjuntamente con la población y muestra. También se detallan las fases metodológicas diseñadas para cumplir con los objetivos específicos del trabajo.

**Capítulo IV:** Se refiere a los recursos que se han utilizado para el desarrollo de la presente investigación.

# CAPÍTULO I

## EL PROBLEMA

### 1.1 Planteamiento del problema

La biomedicina, en contextos institucionalizados, ha intentado mejorar los indicadores de atención poniendo la ciencia y la tecnología médica al servicio de la atención de las personas y de las necesidades que están presente. Sin embargo, las soluciones tecnológicas en el área de la medicina no se encuentran disponibles en lugares aislados y algunas de ellas son de alto costo, con el pasar de los años se tiene como consecuencia la inaccesibilidad de las personas que buscan prevenir, diagnosticar o tratar cualquier anomalía que se presente en una lectura de signos vitales en el cuerpo humano, como lo es la tensión, e incluso la glucemia.

Actualmente, Venezuela no cuenta con un sistema de salud estable y accesible para la población promedio que habita en el país, además esta tampoco cuenta con los recursos económicos suficientes para acudir a un centro de salud privado, o para comprar algún dispositivo médico que le permita monitorear sus niveles de glucemia en casa y así poder actuar ante cualquier situación de emergencia, dicho esto los programas de educación actuales que el sistema de salud ofrece al público no funcionan de manera adecuada, o no se implementan de manera que se pueda informar y educar para así prevenir cualquier enfermedad

Desde el año 2000, en Venezuela se ha promovido una mejora para el sector de salud, incluyendo recursos tanto materiales como humanos, sin embargo, es preciso levantar una investigación cualitativa respecto a la problemática antes mencionada. Es por eso que resulta relevante poder brindar a cada persona una solución atractiva, económica y útil a la cual pueda tener acceso, para el cuidado y control de glucemia en

sangre, sin la necesidad de tener los conocimientos en el área de la medicina que estos requieren.

## **1.2 Formulación del problema**

La información exhibida anteriormente, lleva al investigador a formularse la siguiente interrogante.

¿Cómo se podría reducir el índice de emergencias en centros de salud debido a la descompensación de insulina y a la falta de control de niveles de glucemia en sangre?

## **1.3 Objetivos de la investigación.**

### **1.3.1 Objetivo general**

Proponer un diseño de un dispositivo de interconexión inteligente IOT que permita el monitoreo de glucemia en la sangre.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Diagnosticar la situación actual sobre el proceso de medición de glicemia con dispositivos de uso domiciliarios
- Identificar las posibles mejoras que se puedan aplicar a los métodos de medición de glucemia de uso domiciliario que se usan actualmente.
- Proponer un prototipo de interconexión inteligente IOT en base a las necesidades requeridas que permita la lectura de glucemia en sangre y que sea de uso domiciliario
- Realizar estudio de factibilidad técnica, operativa, social, ambiental y económica del dispositivo.

## **1.4 Justificación de la investigación**

Es importante destacar que existe registro de muchos otros trabajos que han intentado describir visiones del problema de salud pública, tal como lo es la diabetes y sus factores de riesgo. Conforme a la cifra de prevalencia para Venezuela en el año 2000, estimada entre el 5.1% y el 6,0%, y a la población estimada para el año 2002, cercana a los veinticinco millones de habitantes, según el Censo Nacional de población y vivienda del año 1991, entonces se estima que el volumen de diabéticos tipo 2

esperado para los próximos años, es entre un millón doscientos ochenta mil a un millón quinientos mil.

Con la realización de este proyecto, se busca prevenir el índice de morbilidad y mortalidad a causa de la diabetes mellitus, especialmente en los sectores a los que se les dificulta el acceso a métodos accesibles para llevar un control de esta enfermedad, disminuir los casos de emergencias en los centros de salud, reducir tiempos de espera, y dar un diagnóstico fiable bajo la perspectiva del usuario, además, el uso de nuevas tecnologías estará presente, lo cual promueve al futuro desarrollo y actualización de los métodos actuales para llevar un control de los niveles de azúcar en la sangre.

Como consecuencia de esta investigación de campo, la Universidad José Antonio Páez, podrá disponer en su biblioteca de la documentación generada durante el desarrollo de la misma, sirviendo como antecedente para futuras investigaciones en el área de electrónica y la biomedicina.

### **1.5 Alcance**

Con este trabajo de grado se busca diseñar un dispositivo que permita monitorear uno de los parámetros vitales del ser humano, como lo es la glucemia, una medida muy importante para personas diabéticas o propensas a ser diabéticas, con la posibilidad de añadir otros elementos y sensores al sistema diseñado para ampliar el rango de parámetros de medición que van de la mano con problemas diabéticos como lo es la tensión arterial

Este sistema podrá contar con una interfaz intuitiva para facilitar al usuario que interactúe con el dispositivo, pudiendo visualizar la información en el ordenador, además presentara información relevante que permita al usuario obtener conocimientos sobre el manejo de la situación de índole médica, mostrando si los valores medidos se encuentran dentro de un rango saludable o si se encuentra en riesgo de salud, pudiendo diagnosticar niveles anormales de azúcar en la sangre, y así realizar curvas de tolerancia a la glucosa para saber si el paciente presenta resistencia a la insulina.

Igualmente, en este proyecto recae también la mejora de la eficiencia y reducción de costos en centros sanitarios, con ello es posible medir eficiencia y desperdicios,

seguridad en los tratamientos realizados e incluso prevención de enfermedades, de igual manera pueden resultar beneficiadas las aseguradoras que tienen como principal reto evitar que los pacientes visiten un hospital, ya que una serie de pérdidas y ganancias empiezan a surgir en su cuenta por cada cliente o paciente que estas manejan.

### **1.6 Limitaciones**

Para esta investigación, se tendrán limitaciones de tipo operativas, éstas son las siguientes:

- i) Escasez de dispositivos electrónicos en el mercado.
- ii) Referencias Bibliográficas limitadas.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEORICO

#### 2.1 Antecedentes de la investigación

Según Arias (2004). “Los antecedentes reflejan los avances y el Estado actual del conocimiento en un área determinada y sirven de modelo o ejemplo para futuras investigaciones.” Siguiendo esta definición, se presentan a continuación, investigaciones que aportan ideas y conceptos relacionadas con el tema de estudio.

Barreno Cepeda. Johana Graciela. Flores Romo y Ana Cristina. (2017) con su trabajo de investigación titulado “**Diseño e implementación de un prototipo de sistema electrónico para monitorización de pacientes con diabetes mediante tecnología GSM**” Presentado en la Escuela Superior Politécnica, Riobamba. Está orientado a la necesidad de diseñar un sistema para monitorización de pacientes con diabetes para realizar pruebas de los niveles de glucosa, a la vez enviar estos datos junto con la ubicación del paciente en casos de emergencia a través del sistema global para las comunicaciones móviles (GSM).

Del documento mencionado nace la idea de usar de usar en el prototipo a desarrollar, las tecnologías de comunicaciones y redes para enviar los datos recopilados de los pacientes e individuos que deseen saber su nivel de glicemia y enviarlos a un servidor en la red IOT para la comunicación con distintas plataformas y que permita a otros individuos más calificados en el área de la salud como endocrinólogos ver en tiempo real las mediciones de sus pacientes además de llevar un control que se almacena en la red.

Bencomo Solibella, Villazana Sergio, Salas Bruno. (2016) con su trabajo de investigación titulado “**Diseño y Construcción de un Oxímetro de Pulso**” presentado en la Universidad de Carabobo, Venezuela, para optar por el título de ingeniero electrico

mención electrónica y comunicaciones. Este proyecto está destinado al diseño y construcción de un prototipo de oxímetro de pulso portátil, sencillo, de bajo costo y fácil manejo, que es capaz de medir los niveles de saturación de oxígeno SpO<sub>2</sub> (saturación de oxígeno capilar periférico) en la sangre arterial y el ritmo cardiaco, variables importantes en el cuidado de pacientes en terapia intensiva, de forma continua y no invasiva. El oxímetro de pulso construido fue ajustado para adecuar la respuesta del sensor seleccionado a la curva de calibración de SpO<sub>2</sub>. Se realizaron pruebas comparativas del desempeño del oxímetro desarrollado en este trabajo con respecto a un oxímetro comercial marca Mindray, Modelo Mec-1200. Se obtuvo un error máximo del 2.06 % y del 3,57 % correspondiente a los parámetros SpO<sub>2</sub> y ritmo cardiaco respectivamente, con respecto al equipo comercial Mec-1200.

El documento seleccionado hace referencia a los sistema de adquisición de datos en los que pudiera basarse el desarrollo de un prototipo que pueda medir glicemia debido a que el oxímetro de pulso es un instrumento de medida particularmente conveniente y no invasivo, muestra el porcentaje de sangre que es portadora de oxígeno, Un pulsioxímetro típico utiliza un microprocesador con un par de pequeños diodos emisores de luz (LED) enfocados hacia un fotodiodo que envían unos trenes de impulsos que atraviesan una parte translúcida del cuerpo del paciente, puede-ser un dedo o un lóbulo de la oreja. Un LED tiene una longitud de onda de 660 nm (rojo) y el otro tiene una longitud de onda de 940 nm (infrarrojo).

La absorción de la luz de estas longitudes de onda difiere significativamente por parte de la sangre cargada de oxígeno y la sangre sin oxígeno:

La hemoglobina oxigenada absorbe más radiación infrarroja y permite pasar más luz roja - 940 nm

La hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y permite pasar más radiación infrarroja - 660 nm.

El principio de medición de un oxímetro de pulso con diodos emisores de luz enfocados a un fotodiodo puede ser usado para la medición glucemia usando ondas de luz comprendidas en el infrarrojo cercano NIR ajustando al igual que en el documento

antes mencionado la respuesta del sensor seleccionado a la curva de calibración, en este caso de la glucosa.

Fogel, Gerardo (2013) en su trabajo de investigación “nivel de conocimiento de la técnica de autoanálisis de glucemia capilar, y factores asociado a ella, en la población diabética de la ciudad autónoma de Buenos Aires.” Presentado en la universidad abierta interamericana en la facultad de medicina y ciencias de la salud. Tiene como objetivo describir el comportamiento de la población diabética de la ciudad de Buenos Aires, Argentina, respecto al autocontrol de glucemia con glucómetros convencionales de glucemia capilar, de esta investigación se concluyó que solo el 49% de los encuestados se lava las manos antes de realizar una medición, el 89% desconocen de la existencia de la solución de control/calibración o conocen de su existencia pero no saben en qué situaciones se debería utilizarla, un 45 % nunca ha limpiado su glucómetro y un 25% no saben lo que es la codificación del glucómetro.

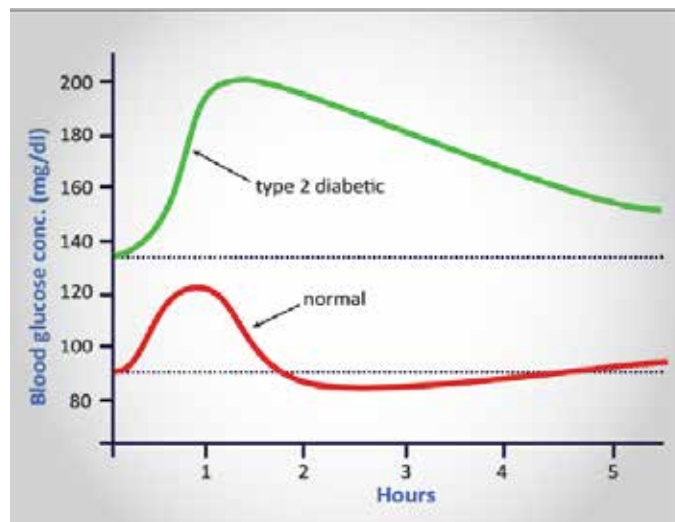
De la investigación anterior se detalla que en general el uso de un glucómetro puede ser complicado para algunas personas, los glucómetros convencionales requieren insertar una lanceta estéril en un dispositivo de punción para perforar la piel y depositar una gota de sangre en una tira con reactivos químicos que se inserta en el glucómetro, lavarse las manos, cambiar la lanceta y limpiar el dispositivo de punción son parámetros innecesarios en dispositivos no invasivos que no requieren de una gota de sangre y es evidencia de que los dispositivos no invasivos son más higiénicos y seguros además de que no requieren de mantenimiento para comprar lancetas o tiras reactivas

## **2.2 Bases teóricas**

### **2.2.1 La glucosa.**

La glucosa, un monosacárido o azúcar libre, es el más importantes de los productos finales de los hidratos de carbonos. Tras su absorción gran parte del resto de productos se transforman también en glucosa en el hígado, haciendo de esta la vía final para el transporte de casi todos los hidratos de carbono a las células. La importancia de los niveles de glucosa viene de que es el sustrato más importante para los ciclos de producción de energía del organismo. Aparte, es el único nutriente usado de forma

habitual por el encéfalo, la retina y el epitelio germinal de las ganadas. El nivel de glucosa en sangre en una persona sana oscila entre los 90mg/dl tras 3 o 4 horas sin comer, y no suele sobrepasar los 140 mg/dl tras una comida abundante en hidratos de carbono, como se puede apreciar en la figura 1. Para niveles muy bajos de glucosa en sangre se puede producir un shock hipoglucémico, resultando en lipotimia e incluso coma, los niveles muy altos ejercen presión osmótica intensa en el líquido extracelular y pueden provocar deshidratación celular. Aparte se produce una pérdida de glucosa por la orina, que conlleva un descenso de líquidos y electrolitos orgánicos. Por último, causan daños, en muchos tejidos, especialmente en vasos sanguíneos, aumentando el riesgo de sufrir lesiones vasculares.



**Figura 1.** Evolución de los niveles de glucosa tras una comida.

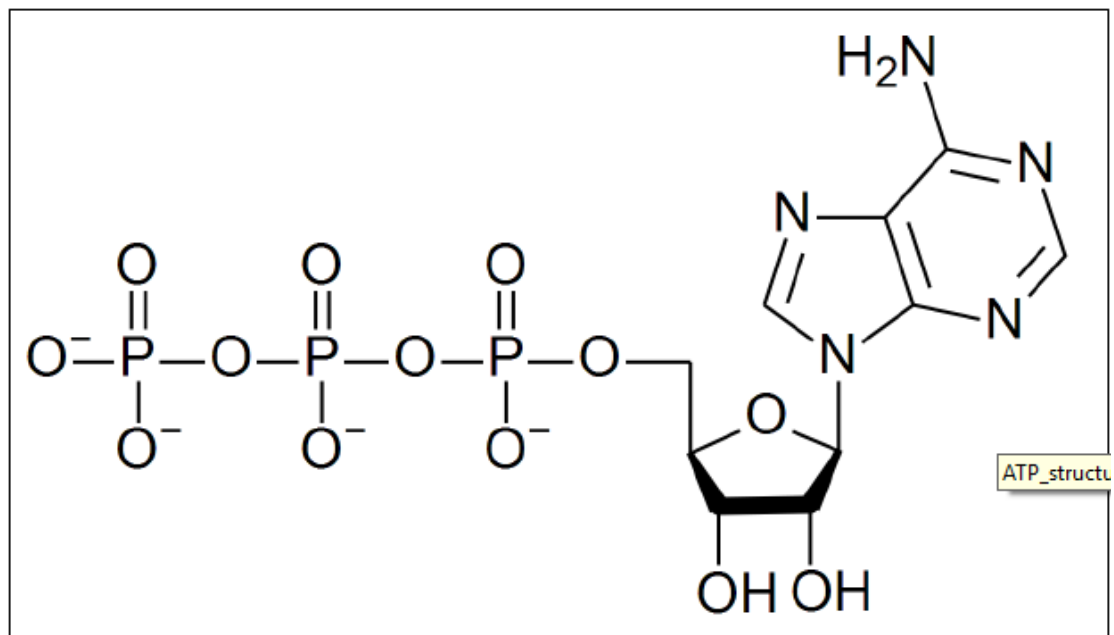
**Fuente:** Implementación y estudio de la viabilidad de un glucómetro no invasivo, Javier Bellon página, 20

### **2.2.2 El trifosfato de adenosina (ATP)**

Conocido como “la moneda energética del organismo”, el ATP es un compuesto químico presente en todas las células del cuerpo, producto de la combinación de adenina, ribosa y tres radicales fosfatos como se observa en la figura 2. Los dos últimos radicales están unidos al resto de la molécula mediante enlaces de alta energía. Cada uno de estos enlaces contiene una cantidad de energía libre por mol de ATP de 7300 calorías en condiciones normalizadas a 12000 calorías en las condiciones habituales del cuerpo. La escisión de uno de estos radicales libera por lo

tanto 12000 calorías de energía dentro del organismo, y el ATP pasa a ser ADP (Difosfato de adenosina). La pérdida del segundo radical ocurre de manera similar y transforma el ADP en AMO (Manóstatato de adenosina).

Prácticamente todos los mecanismos fisiológicos que requieren energía la obtienen de ATP o de compuestos similares de alta energía, y liberan ADP. A su vez, la energía liberada por la glucosa obtenida de los alimentos se emplea para formar el nuevo ATP.



**Figura 2.** Estructura del ATP.

**Fuente.** Implementación y estudio de la viabilidad de un glucómetro no invasivo, Javier Bellon, página 22

- **Liberación de la energía de la glucosa.**

Tras su absorción celular la glucosa se emplea de inmediato para formar ATP o es almacenada en forma de glucógeno, un gran polímero de glucosa. Todas las células pueden almacenar pequeñas cantidades de este, pero lo almacenan en grandes cantidades de células hepáticas y musculares. Esta transformación evita alterar la presión osmótica de los líquidos intracelulares. Posteriormente este glucógeno vuelve a transformarse en glucosa cuando los niveles de esta bajen.

### **2.2.3 La insulina.**

La insulina es una hormona, generada en las células beta del páncreas, asociada a la abundancia de energía. Su secreción está controlada, entre otros factores, por la glucemia o nivel de concentración de glucosa en sangre, aumentando en grandes cantidades con enorme rapidez ante niveles altos de glucemia. La función de la insulina con respecto a la glucosa es favorecer una captación rápida por parte de las células, su aprovechamiento y las funciones necesarias para almacenarla. Esto ocurre en casi todos los tejidos del organismo, pero especialmente en los músculos, el tejido adiposo y el hígado. Una de las funciones más importantes de la insulina es favorecer el depósito casi inmediato de glucógeno en el hígado a partir de casi toda la glucosa absorbida tras una comida. Más tarde, cuando no se disponga de alimento, la glucemia disminuye y con ella los niveles de insulina, y por ello el glucógeno hepático se transforma de nuevo en glucosa que es liberada a la sangre, evitando así que se alcancen valores bajos de glucemia en los periodos entre comidas.

### **2.2.4 Diabetes mellitus**

La diabetes mellitus, o simplemente la diabetes, es una enfermedad crónica que aparece cuando el páncreas no puede producir insulina o cuando el cuerpo no puede hacer un buen uso de la insulina que produce. La insulina es una hormona producida por el páncreas que actúa como una llave que permite que la glucosa de los alimentos que ingerimos pase de la sangre a las células del cuerpo para producir energía. Todos los alimentos ricos en hidratos de carbono se descomponen en glucosa en la sangre. La insulina ayuda a la glucosa a entrar en las células.

La incapacidad de producir insulina o de utilizarla de manera eficaz conduce a niveles elevados de glucosa en sangre (conocida como hiperglucemia). Los altos niveles de glucosa durante un período de tiempo prolongado se asocian con daños corporales y fallos en varios órganos y tejidos. Hay distintos tipos de diabetes, pero el principal es la Diabetes tipo 2 conocido anteriormente como diabetes no-insulino dependiente o diabetes del adulto, representando como mínimo un 90% de todos los

casos. Se caracteriza por una resistencia a la insulina, por una relativa deficiencia de insulina o por ambas cosas a la vez. El diagnóstico de la diabetes tipo 2 puede ocurrir a cualquier edad. La diabetes tipo 2 puede permanecer sin ser detectada durante muchos años.

El diagnóstico se hace cuando aparece una complicación o cuando se realiza un análisis de sangre rutinario o una prueba de glucosa en la orina. A menudo, pero no siempre, está asociada con el sobrepeso o la obesidad, que pueden provocar resistencia a la insulina y conducir a altos niveles de glucosa en sangre. Las personas con diabetes tipo 2 a menudo pueden tratar inicialmente su afección mediante ejercicio y dieta. Sin embargo, con el tiempo la mayoría de las personas requieren medicación oral o insulina.

## **2.2.5 Tipos de monitorización de la glucemia**

### **2.2.5.1 Invasivo**

El método de medición más común a la hora de medir la glucosa es el invasivo, es un método que puede ser doloroso para el paciente, conlleva el riesgo de infección y también perturba la vida diaria del paciente diabético. En las pruebas con los métodos convencionales la medición se hace perforando el dedo u otras áreas de la piel,

nivel de glucosa en la sangre de manera continua. El dispositivo de monitoreo de glucosa continuo (CGM) tiene capacidad para alertar al paciente sobre cualquier evento que amenace la vida de una manera continua. Un dispositivo CGM permite supervisar las tendencias de la glucosa y ayuda en la gestión eficiente de la diabetes. Puede proporcionar la información cada 5-10 minutos y también puede alarmar de cualquier evento incluso por la noche. Sin embargo, actualmente los dispositivos CGM no son tan precisos como los glucómetros convencionales

#### **2.2.5.2 Mínimamente invasivos**

El seguimiento mínimamente invasivo es un método alternativo en el que la lesión de la piel es mínima. La piel humana se compone de varias capas, por tanto, diferentes tecnologías necesitan diversos mecanismos de transducción y así obtener suficientes muestras de sangre para el análisis. Se han propuesto varias técnicas para mediciones invasivas mínimas, como biosensorimplantable subcutáneo, la iontoforesis, sonoforesis y microdiálisis que causan mucho menos daño a la piel. Los estudios han demostrado que, bajo la condición de estado estable, la concentración de glucosa en los fluidos intersticial (ISF) e intracelular es la misma que la concentración de glucosa en la sangre.

En la medida subcutánea la parte de detección se implanta debajo de la piel para detectar el nivel de glucosa en la ISF. El interfaz de sensor con el circuito de control externo se realiza a través de frecuencias de radio o medios ópticos. Estos dispositivos muestran deriva de glucosa y niveles impredecibles de retardo ISF por varios minutos a los valores de glucosa en sangre. Por lo tanto, es necesaria la calibración frecuente con una medición de glucosa en sangre convencional. Además, la vida útil de estos dispositivos es de pocos días, después de que necesitan la sustitución, lo que limita el uso generalizado de este tipo de dispositivos.

Los dispositivos que utilizan la iontoforesis o iontoforesis inversa se basan en el flujo de una pequeña cantidad de corriente a través del lugar de medición que provoca la migración de los iones y que contiene glucosa ISF a la superficie y los electrodos.

La medición con iontoforesis causa irritación de la piel que requiere un largo tiempo de calentamiento y la medición se omite debido a la sudoración, el frío, la temperatura y la actividad física.

La sonoforesis implica ondas ultrasónicas de baja frecuencia con el fin de aumentar la permeabilidad de la piel que se abre vías a la ISF. Un ISF extraído puede ser fácilmente analizado externamente por un sensor de glucosa óptico-electroquímico. El método de microdiálisis utiliza fina fibra hueca de diálisis implantado debajo de la piel para la medición de glucosa intersticial. Aunque los resultados proporcionados por microdiálisis son suficientemente precisos, todavía no se utiliza comúnmente debido al alto costo de la instrumentación. Además, los instrumentos son voluminosos y no pueden ser usados durante las actividades diarias.

Todos estos dispositivos no pueden ser usados por más de unos pocos días, ya que el sensor es propenso a biofluidos. El coste de estos dispositivos es muy alto para un control frecuente y regular de la glucosa en sangre. Estos sólo se pueden utilizar en los casos donde el paciente está en un menor estado crítico. Estos dispositivos mínimamente invasivos sufren de lapsos de tiempo limitado, lapso de tiempo, desviaciones y problemas de estabilidad. De este modo, varios investigadores están trabajando para desarrollar tecnologías innovadoras para dispositivos de medición de glucosa en sangre confiables no invasivos. Entre ellos sólo unos pocos son en etapas avanzadas de desarrollo.

### **2.2.5.3. No invasivos**

Los métodos no invasivos para la monitorización de la glucosa son alternativas más deseables y excelentes a las tecnologías anteriormente discutidas. Esto podría hacer que millones de personas estén más relajados y cómodos sobre la prueba regular de glucosa en sangre. Aunque un gran número de trabajos de investigación ya se han llevado a cabo en esta zona, la búsqueda de una técnica no invasiva exitosa todavía continúa. Ninguna de las técnicas no invasivas, actualmente disponible, da la misma precisión que los métodos invasivos.

Además de las pruebas de glucosa en sangre, las pruebas de glucosa no invasivas se han intentado en biofluidos como la saliva, la orina, el sudor o las lágrimas. La monitorización continua de la glucosa no es posible con el uso de estos fluidos biológicos. Se puede llevar a cabo mediante la medición a través de sitios de tejidos tales como la lengua, la mucosa oral, los labios, la membrana timpánica y la piel. Medición a través de la mucosa oral y el labio muestra una buena correlación, pero la presión aplicada por el dispositivo perturba los picos específicos de glucosa. Además, los residuos de los alimentos en la boca también provocan interferencias mientras se use una medición en cualquier sitio de vía oral.

La radiación NIR emitida por la membrana del tímpano humano es también un indicador de la glucosa en sangre. La medida de la glucosa a través de la membrana timpánica ha mostrado algunos resultados prometedores, pero necesita calibración regular. La medición no invasiva de glucosa a través de la piel ha sido estudiada en varios sitios, es decir, los dedos, la palma, el antebrazo, lóbulo de la oreja, mejilla y el brazo. El desfase entre la sangre y los sitios alternativos, hacen que los niveles de glucosa puedan contribuir significativamente a minimizar el error en la actual y pronosticado control de la glucemia.

A veces un ligero retraso puede causar complicaciones, ya que la glucosa en sangre puede bajar rápidamente. Hay una alta densidad de la red capilar en el dedo, no debe haber demora y el sitio está libre de vello; por lo tanto, es el sitio más conveniente para la medición. Otros factores, como la edad del sujeto, el índice de masa corporal, el tipo de diabetes, y la dependencia de la insulina no tiene un impacto significativo para la medición en los diferentes sitios.

Varias tecnologías no invasivas que usan espectroscopia Raman, polarimetría, la tomografía de coherencia óptica, espectroscopia fotoacústica, espectroscopia de impedancia, la espectroscopia de emisión térmica, NIRS y espectroscopia de infrarrojo medio se han estudiado para el control de glucosa en sangre. Entre todas estas técnicas NIRS ha mostrado su potencial para la medición de glucosa en sangre no invasiva.

- **La espectroscopia de infrarrojo cercano**

Hoy en día la espectroscopia infrarroja es una técnica de análisis no invasiva muy importante, debido a que se puede recopilar muestras de cualquier elemento como, por ejemplo: líquidos, soluciones, pastas, polvos, películas, fibras e incluso gases, para la medición y caracterización de concentraciones presentes en una solución. Esta consiste en hacer incidir un haz de luz sobre un cuerpo con una intensidad luminosa y una longitud de onda determinadas, misma que será comparada con la intensidad de salida luego de haber interactuado con el tejido.

De esta manera mediante la elaboración de un modelo matemático se relaciona las variaciones de intensidad luminosa del haz incidente con los niveles de concentración presentes en la solución analizada. Así la espectroscopia NIR representa una técnica de análisis cuyas ventajas radican en la gran versatilidad, adaptabilidad y sobre todo a la ausencia de tratamiento previo a la muestra para el análisis. Existen tres formas de registrar en espectro NIR, la transmitancia, la reflectancia, y la transreflectancia.

Mediante la Transmitancia es posible registrar los espectros de gases, líquidos, semilíquidos y sólidos, en este método el haz de luz atraviesa la muestra hasta el detector. Mediante la reflectancia es posible registrar los espectros de sólidos y semisólidos, aquí el haz de luz es reflejado por la propia muestra y de esta manera recogido por el fotodetector, Y finalmente mediante la transreflectancia, donde se registran espectros de líquidos y semilíquidos, aquí el haz de luz atraviesa la muestra, se refleja en un reflector, mismo que está en contacto con los fotodetectores.

De las tres configuraciones citadas anteriormente se utilizó la primera, denominada Transmitancia, donde la absorción de la radiación será cuantificada mediante el modelo matemático de la ley de Lambert-Beer, esto es posible gracias a un espectrómetro NIR, el cual consta básicamente: fuente de radiación con longitudes de onda cercanas al infrarrojo y un fotodetector.

Siendo el agua, lípidos, melanina, hemoglobina y glucosa los elementos que presentan un nivel de mayor absorbancia en la región del infrarrojo cercano, haciéndose necesaria la determinación analítica, que muestren la interacción de la luz irradiada y la sustancia al ser analizada, determinado así el pico espectral de la concentración, que obedece a la longitud de onda ideal para determinar de forma invasiva los niveles de glucosa

En esencia, la tecnología NIR involucra luz interactuando con un material, donde una radiación electromagnética ocurre en forma de ondas. La longitud de onda es la distancia entre los dos picos o puntos altos. La longitud de onda en el espectro NIR se mide normalmente en nanómetros ( ).

El espectro visible al ojo humano se extiende de alrededor de 400nm á 800 , mientras que el espectro infrarrojo se extiende de aproximadamente 2,500nm á 25,000 . El infrarrojo cercano es considerado esa parte del espectro situada entre la región visible y la región infrarroja. El rango de longitudes de onda que el NIR cubre, está entre 750 á 2,600 .

La espectroscopia NIR es útil para el análisis cuantitativo de compuestos que contengan agrupaciones funcionales con hidrógenos unidos a carbono, nitrógenos y oxígenos.

En suma, las moléculas son grupos de átomos, los cuales se han combinado para formar compuestos químicos. Por ejemplo, el metano contiene un átomo de carbono y cuatro átomos de hidrógeno. Las uniones específicas entre los átomos vibran a una cierta frecuencia, y cada tipo de estas uniones químicas dentro de una muestra absorberán rayos NIR de una longitud de onda específica, mientras todas las demás longitudes de onda son reflejadas

Para este método de medición se emplea luz en la región comprendida entre 700 y 2500 . La luz es generada por un LED, y emitida hacia la piel, donde realiza un recorrido curvo hasta que vuelve la piel y es captada por un fotodetector que genera una corriente proporcional a la intensidad luminosa recibida.

El principio físico en el que se basa esta técnica consiste en la teoría del transporte de la luz, según la cual la intensidad de luz reflejada ( ) es función de la intensidad de luz incidente ( ), multiplicada por la exponencial de menos la longitud del camino recorrido por un coeficiente. Dicho coeficiente ( ) depende del coeficiente de absorción ( ) y del coeficiente de dispersión reducido de los tejidos por los que pasa la luz, ambos dependientes de la concentración de glucosa.

---

#### **2.2.5.4. Espectroscopia fotoacústica**

La espectroscopia fotoacústica (PAS) implica la propiedad de absorción de luz. Cuando la luz monocromática cae sobre la muestra, allí se localiza el calentamiento de corta duración debido a la absorción de la luz por los fluidos corporales. Esta expansión térmica produce una onda de presión ultrasónica que puede ser detectada por el transductor ultrasónico adecuado. La glucosa en sangre se puede analizar midiendo los cambios en el valor de pico a pico de las ondas de presión inducidas por láser debido al cambio en la dispersión y absorción

#### **2.2.5.5. Ultrasonido**

El uso de esta tecnología se basa en la espectroscopia fotoacústica, usando un pulso de un láser se excita el fluido, que absorbe la luz y se calienta, generando una onda de presión ultrasónica que puede ser detectada. Dado que el agua tiene poca respuesta fotoacústica, es fácil determinar componentes en ella como la glucosa. Las moléculas presentes en la sangre se ven afectadas por la presión acústica generada por las ondas ultrasónicas. En concreto, cuando se aplica una onda continua de amplitud modulada se consigue que las moléculas se reorganicen, agrupándose en las regiones nodales. Aprovechando este fenómeno físico podemos acumular previamente las moléculas de glucosa a la hora de realizar las medidas.

### **2.2.6. Arduino**

Es una plataforma de desarrollo basada en una placa electrónica de hardware libre que incorpora un microcontrolador re-programable y una serie de pines hembra, los que permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla, los diseños de las placas Arduino usan diversos microcontroladores y microprocesadores. Generalmente el hardware consiste de un microcontrolador Atmel AVR, conectado bajo la configuración de "sistema mínimo" sobre una placa de circuito impreso a la que se le pueden conectar placas de expansión (shields) a través de la disposición de los puertos de entrada y salida presentes en la placa seleccionada.

Las shields complementan la funcionalidad del modelo de placa empleada, agregando circuitería, sensores y módulos de comunicación externos a la placa original. La mayoría de las placas Arduino pueden ser energizadas por un puerto USB o un puerto barrel (Jack de 2.5mm). La mayoría de las placas Arduino pueden ser programadas a través del puerto serie que incorporan haciendo uso del Bootloader que traen programado por defecto. El software de Arduino consiste de dos elementos: un entorno de desarrollo (IDE) (basado en el entorno de processing y en la estructura del lenguaje de programación Wiring), y en el cargador de arranque (bootloader por su traducción al inglés) que es ejecutado de forma automática dentro del microcontrolador en cuanto este se enciende. Las placas Arduino se programan mediante un computador, usando comunicación serie.

#### **2.2.6.1 Aplicaciones**

La plataforma Arduino ha sido usada como base en diversas aplicaciones electrónicas, como por ejemplo para osciloscopios de código abierto, equipos científicos para investigaciones, económetros con interfaz de diagnóstico a bordo encontrado en automóviles modernos, sistemas de cómputo automotriz capaz de monitorear sensores, dispositivos electrónicos de bajo coste con salida de señal de tv que pueden manejar una biblioteca de hasta 5000 títulos a través de una memoria

microSD, equipos para emular computadores personales, teléfonos móviles contruidos sobre un módulo Arduino, máquinas de control numérico por computadoras entre otros.

### **2.2.7. IOT Internet de las cosas**

IOT es un sistema de dispositivos de computación interrelacionados, máquinas mecánicas y digitales, objetos, animales o personas que tienen identificadores únicos y la capacidad de transferir datos a través de una red, sin requerir de interacciones humano a humano o humano a computadora. Un ejemplo en la internet de las cosas, puede ser una persona con un implante de monitor de corazón, un animal de granja con un transpondedor de biochip, un automóvil que tiene sensores incorporados para alertar al conductor cuando la presión de los neumáticos es baja, o cualquier otro objeto natural o artificial al que se puede asignar una dirección IP y darle la capacidad de transferir datos a través de una red.

IoT ha evolucionado desde la convergencia de tecnologías inalámbricas, sistemas micro-electromecánicos (MEMS), microservicios e internet. La convergencia ha ayudado a derribar las paredes de silos entre la tecnología operativa (OT) y la tecnología de la información (TI), permitiendo que los datos no estructurados generados por máquinas mejoras. Las, incluyendo la agricultura de precisión, gestión de edificios, salud, energía y transporte. Hay numerosas opciones de conectividad para los ingenieros electrónicos y los desarrolladores de aplicaciones que trabajan en productos y sistemas para internet de las cosas.

### **2.3. Bases legales**

**Norma COVENIN 3699:2001**

**Norma COPANT 1690:2000**

**Norma venezolana de campos de aplicación de los instrumentos de medición sujetos a verificación.**

Este documento define los campos de aplicación para los cuales se recomienda la utilización de instrumentos de medición verificados.

## **Constitución de la República Bolivariana de Venezuela.**

**Artículo 83.** La salud es un derecho social fundamental, obligación del Estado, que lo garantizará como parte del derecho a la vida. El Estado promoverá y desarrollará políticas orientadas a elevar la calidad de vida, el bienestar colectivo y el acceso a los servicios. Todas las personas tienen derecho a la protección de la salud, así como el deber de participar activamente en su promoción y defensa, y el de cumplir con las medidas sanitarias y de saneamiento que establezca la ley, de conformidad con los tratados y convenios internacionales suscritos y ratificados por la República.

**Artículo 84.** Para garantizar el derecho a la salud, el Estado creará, ejercerá la rectoría y gestionará un sistema público nacional de salud, de carácter intersectorial, descentralizado y participativo, integrado al sistema de seguridad social, regido por los principios de gratuidad, universalidad, integralidad, equidad, integración social y solidaridad. El sistema público de salud dará prioridad a la promoción de la salud y a la prevención de las enfermedades, garantizando tratamiento oportuno y rehabilitación de calidad. Los bienes y servicios públicos de salud son propiedad del Estado y no podrán ser privatizados. La comunidad organizada tiene el derecho y el deber de participar en la toma de decisiones sobre la planificación, ejecución y control de la política específica en las instituciones públicas de salud.

**Artículo 85.** El financiamiento del sistema público de salud es obligación del Estado, que integrará los recursos fiscales, las cotizaciones obligatorias de la seguridad social y cualquier otra fuente de financiamiento que determine la ley. El Estado garantizará un presupuesto para la salud que permita cumplir con los objetivos de la política sanitaria. En coordinación con las universidades y los centros de investigación, se promoverá y desarrollará una política nacional de formación de profesionales, técnicos y técnicas y una industria nacional de producción de insumos para la salud. El Estado regulará las instituciones públicas y privadas de salud.

### **2.4. Definición de términos básicos**

**Homeostasis:** es una propiedad de los organismos que consiste en su capacidad de mantener una condición interna estable compensando los cambios en su entorno mediante el intercambio regulado de materia y energía con el exterior

**OMS:** organización mundial de la salud

**NIR:** near infrared (infrarrojo cercano por sus siglas en inglés).

**FDA:** Administración de Medicamentos y Alimentos de Estados Unidos, por sus siglas en inglés.

**DM:** diabetes mellitus.

**ADA:** Asociación Americana de Diabetes.

**IFS:** Concentración de glucosa en los fluidos intersticial.

**PAS:** Espectroscopia fotoacústica.

**IOT:** Internet of things (Internet de las cosas).

**MEMS:** Sistemas micro-electromecánicos.

**OT:** Tecnología operativa.

**TI:** Tecnología de la información

**TIA:** Amplificador de transimpedancia

**AOP:** Amplificador operacional

## **CAPITULO III**

### **MARCO METODOLOGICO**

#### **3.1 Tipo de investigación**

Esta investigación se considera bajo el enfoque de proyecto factible, puesto que propone soluciones prácticas al problema presentado, para la reducción del índice de emergencias en centros de salud debido a descompensación de insulina y a la falta de control de niveles de glucemia en sangre. En este sentido, la UPEL (2006) define el proyecto factible como un estudio que “consiste en la investigación, elaboración y desarrollo de una propuesta de un modelo operativo viable para solucionar problemas, requerimientos o necesidades de organizaciones o grupos sociales”(p.13). La propuesta que lo define puede referirse a la formulación de políticas, programas, tecnologías, métodos o procesos, que sólo tienen sentido en el ámbito de sus necesidades.

De las definiciones anteriores se deduce que, un proyecto factible se compone de un conjunto de actividades vinculadas entre sí, cuya ejecución permitirá el logro de objetivos previamente definidos en atención a las necesidades que pueda tener el paciente. Es decir, la finalidad del proyecto factible radica en el diseño de una propuesta de acción dirigida a resolver un problema previamente detectado en el medio. Situación a la que se dará respuesta desarrollando el diseño de un dispositivo IOT para el monitoreo de niveles de glucosa en la sangre, mediante un sistema de lectura de datos, incluyendo una interfaz interactiva, y conexión a un servidor IOT a través de internet.

Como consecuencia de esta investigación de campo, la Universidad José Antonio Páez, podrá disponer en su biblioteca de la documentación generada durante el desarrollo de la misma, sirviendo como antecedentes para futuras investigaciones en el área de la electrónica y la biomedicina.

### **3.2 Diseño de la investigación**

El siguiente trabajo implica una investigación de campo, definida por El Proyecto de Investigación Introducción a la Metodología Científica, según Arias (2012) de la siguiente manera:

La investigación de campo es aquella que consiste en la recolección de datos directamente de los sujetos investigados, o de la realidad donde ocurren los hechos (datos primarios), sin manipular o controlar variable alguna, es decir, el investigador obtiene la información, pero no altera las condiciones existentes. De allí su carácter de investigación no experimental (p.31)

Bajo estos parámetros se establece que el diseño de esta investigación es de campo, ya que se recogerán datos directamente de la cantidad de glucosa en la sangre de un determinado número de pacientes, para así poder hacer comparaciones y llegar a un resultado fiable de dicha medición.

### **3.3 Nivel de investigación**

Así mismo, de acuerdo con su nivel, este trabajo de grado es descriptivo, según el autor (Arias (2012)), define: “la investigación descriptiva consiste en la caracterización de un hecho, fenómeno, individuo o grupo, con el fin de establecer su estructura o comportamiento. Los resultados de este tipo de investigación se ubican en un nivel intermedio en cuanto a la profundidad de los conocimientos se refiere.” (pag.24).

### **3.4. Fases Metodológicas**

**Fase I: Determinación de los parámetros necesarios para efectuar un análisis de sangre enfocado en la medición de glucemia.**

En esta primera fase se realizaron los pasos necesarios para identificar las variables en juego necesarias en el diseño de un dispositivo que permita medir la glucemia:

Se identificaron los tipos de curvas de glucemia que existen, se graficaron y a través de estas interpretaron las lecturas del nivel de azúcar en la sangre, así como

también los diferentes métodos de medición de la misma, para así elegir como método el espectro de infrarrojo cercano y mejoras en la medición con el uso de ultrasonidos

### **Fase II: Selección del método no invasivo para la medición de glucemia, y planteamiento de las capacidades del sistema de medición.**

En esta fase se nombraron las diferentes técnicas de medición y se determinó que de entre los diferentes métodos de medición no invasiva existentes se usaría la espectroscopia de infrarrojo cercano NIR como método de medición de glucemia, y además se planteó que características y capacidades que pudiera manejar el dispositivo diseñado en este trabajo de grado

### **Fase III: Elaboración y diseño del dispositivo de medición no invasión de glucemia**

En esta fase del trabajo de grado se realizaron los cálculos y programación de los elementos de diseño, entre los cuales tenemos los cálculos de los circuitos del sensor que usa la tecnología de espectroscopia NIR para detectar el nivel de glucemia del cuerpo humano, además de la programación de una interfaz hombre-maquina en Android como intermediaria entre el dispositivo y el usuario y también la programación de Arduino como elemento controlador del proceso de medición de glucemia. En esta fase también se mostraron las conexiones de todos elementos, así como también los planos del sensor.

### **Fase IV: Análisis de la factibilidad técnica, operativa, social, ambiental y económica del glucómetro.**

En esta fase se mencionaron los aspectos más relevantes del proyecto planteado en este trabajo grado, que hacen que el dispositivo sea funcional y factible. Se hicieron diferentes ensayos para que dispositivo sea técnicamente factible y realizaron comparaciones entre un glucómetro convencional de tipo invasivo contra el glucómetro desarrollado en este trabajo de grado, se mencionaron también diferentes aspectos de factibilidad desde el ámbito operativo, social, ambiental y finalmente se determinó cual será la inversión necesaria para la realización de este proyecto con un análisis de costos para determinar su factibilidad económico

En esta fase, su capacidad de operación y la eficiencia que presenta en comparación a otros dispositivos existentes en mercado, por ende, se determina la factibilidad de este.

### **3.5.Población y muestra**

La población es un conjunto de individuos de la misma clase, limitada por el estudio. Según Tamayo y Tamayo, (1997), “La población se define como la totalidad del fenómeno a estudiar donde las unidades de población poseen una característica común la cual se estudia y da origen a los datos de la investigación” (P.114)

Mediante la investigación realizada, se define como población a la sangre de los individuos que desean monitorear el nivel de glucemia en la sangre y que estén ubicados en la localidad de puerto cabello.

La muestra es la que puede determinar la problemática ya que es capaz de generar los datos con los cuales se identifican las fallas dentro del proceso. Según Tamayo, T. Y Tamayo, M (1997), afirma que la muestra “es el grupo de individuos que se toma de la población, para estudiar un fenómeno estadístico” (p.38).

Es por ello que las muestras serán las mediciones de glucemia en la sangre de los individuos sanos y diabéticos en cuestión. Por consiguiente, se procede a realizar el cálculo de la muestra con la siguiente formula

$$\text{—————} \quad (1)$$

Recordando que, Según los datos de la Organización Mundial de la Salud, se calcula que en 2014 un 9% de los adultos mayores de 18 años parecía algún tipo de diabetes

Donde:

- Z= nivel de confianza (para un 90% de confiabilidad usar 1.65)
- p= porcentaje de la población saludable (90%)
- q= porcentaje de la población diabética redondeo a (10%)
- e= error de estimación máximo aceptado (10%)

Por lo tanto, el tamaño de la muestra será:

n= 24,5025 Redondeándolo a 25 mediciones de sangre.

Por consiguiente, para la toma de la muestra se estudiará la química de la sangre antes de realizar la medición con el glucómetro no invasivo, para comparar los datos obtenidos de las muestras con el valor de glucemia referencial de un glucómetro comercial.

### **3.6.Técnicas e Instrumentos de investigación**

Entre las técnicas de recolección de datos se utilizará la observación directa, la cual según Behar (2008) “Consiste en el registro sistemático, válido y confiable del comportamiento o conducta manifiesta. Puede utilizarse como instrumento de medición en muy diversas circunstancias. Es un método más utilizado por quienes están orientados conductualmente” (p. 68).

Por otra parte, es necesario hacer el cálculo analítico de las variables en interrogante, de acuerdo a las fórmulas o técnicas matemáticas y estadísticas necesarias para el diseño y sin dejar de lado la observación estructurada, la cual consiste en visualizar o captar con la vista el fenómeno en estudio de acuerdo a los objetivos preestablecidos, utilizando además una guía diseñada previamente en la que se especifican los elementos que serán observados

Entre los instrumentos necesarios para esta técnica podrían señalarse:

- Lista de chequeo
- Diario de campo
- Glucómetros digitales

**Tabla 1.** Planilla de referencia total.

N.º	Nombre del paciente	Glucemia de glucómetro comercial	Glucemia de glucómetro no invasivo	Porcentaje de desviación de las muestras
1				
2				
3				
4				
5				
6				
7				
8				
9				
10				
11				
12				
13				
14				
15				
16				
17				
18				
19				
20				
21				
22				
23				
24				
25				

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

**Tabla 2.** Planilla de chequeo de datos de glucemia.

Estudio de comparativa de glucemia de un glucómetro comercial con respecto a un glucómetro no invasivo.		Numero de planilla	
Nombre y apellido		Cedula	Edad
¿Es diabético?	Valor de glucemia con glucómetro comercial		
SI: <input type="checkbox"/> NO: <input type="checkbox"/>	Valores de glucemia con prototipo no invasivo		
observaciones			

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

## **CAPÍTULO IV**

### **RESUSLTADOS**

#### **4.1 Fase I: Determinación de los parámetros necesarios para efectuar un análisis de sangre enfocado en la medición de glucemia.**

##### **4.1.1 Observación directa.**

La observación directa como forma de medición es un parámetro relevante para la toma de medidas directas con cualquier instrumento de medición. Un glucómetro es un instrumento de medida que se utiliza para obtener la concentración de glucosa en la sangre, de forma instantánea, en el domicilio de una persona, sin necesidad de que tenga que ir a un centro de salud. En un entorno hospitalario, se suelen realizar medidas de glucemia varias horas después de que el paciente haya comido y luego los resultados se comparan con valores de referencia. El esquema general para realizar una medición es el siguiente:

- En primer lugar, hay que insertar una tira de prueba dentro del glucómetro.
- Entonces el paciente se lava las manos con un jabón suave, aunque este paso no es necesario
- Se inserta una lanceta en un dispositivo de punción para pinchar la punta de un dedo.
- A continuación, el paciente acerca el dedo a la tirita de prueba del glucómetro de modo que garantice que la gota de sangre obtenida llene una ranura (por capilaridad) a un nivel suficiente para que el medidor pueda dar una lectura.

El resultado aparece en pocos segundos después de poner la gota de sangre en la tira y, finalmente es posible leer el valor en la pantalla del glucómetro y tomar las acciones necesarias en función de los resultados, por ejemplo, la toma de medicamentos o ingesta de hidratos de carbonos simples como el azúcar. La unidad de medida de

glucosa en sangre es en milimol por litro o miligramos por decilitros. Por ejemplo, un paciente sano en ayunas normalmente suele tener unos 70-100 mg/dl (4-6 mmol/l).

El proceso se realiza a través de la reacción de una enzima que lleva por nombre glucosa oxidasa, y se encuentra en las tiras reactivas, esto provoca la oxidación de la glucosa generando un cambio de color que varía dependiendo de la cantidad de glucosa que hay en la sangre: entre más oscuro es el color, mayor será la cantidad de glucosa, la obtención de los resultados se da a través de la fotometría de reflectancia. Esta mide la cantidad de luz reflejada por la tira una vez que ha reaccionado con la sangre, es decir, verifica el color que ha adoptado la sangre y presenta el valor correspondiente a dicho color, o por tecnología electroquímica una vez que se ha dado la oxidación de la glucosa, se pasa una corriente eléctrica a través de la tira, la cantidad de corriente que pase será proporcional a la concentración de glucosa en la sangre y a continuación se muestra en pantalla el resultado.

#### **4.1.2 Parámetros para la medición de glucosa en la sangre.**

Como parámetros importantes tenemos el rango de valores de glucosa en sangre también el tipo de método no invasivo de medición y el uso del ultrasonido como elemento de concentración de glucosa previa a la medición

##### **4.1.2.1 valores de glucemia**

El rango de valores de glucosa en la sangre para el diagnóstico de problemas en el metabolismo de la azúcar de los seres humanos será el parámetro utilizado en este trabajo para conocer el valor esperado de glucosa en individuos sanos y enfermos. Dichos valores serán presentados a continuación en la tabla 3.

**Tabla 3.** Criterios para el diagnóstico de las alteraciones en el metabolismo de la glucosa, a través de plasma o suero venoso. Valores expresados en mg/dl.

Diagnostico	Ayunas	2 horas post carga
Normal	Menor de 110	Menor de 140
Glucemia en ayunas alterada	110 - 125	Si es medida, menor de 140
Intolerancia a la glucosa	Menor de 126	140 – 199
Diabetes Mellitus	Igual o mayor de 126	Mayor de 200

**Fuente:** consenso nacional de diabetes tipo 2, sociedad venezolana de endocrinología y metabolismo, página 26

#### 4.1.2.2 Los métodos de medición no invasiva.

Los métodos no invasivos para la medición de glucemia considerados en este trabajo serán mostrados en la tabla 4 en donde se explican brevemente a modo de resumen en que consiste cada método.

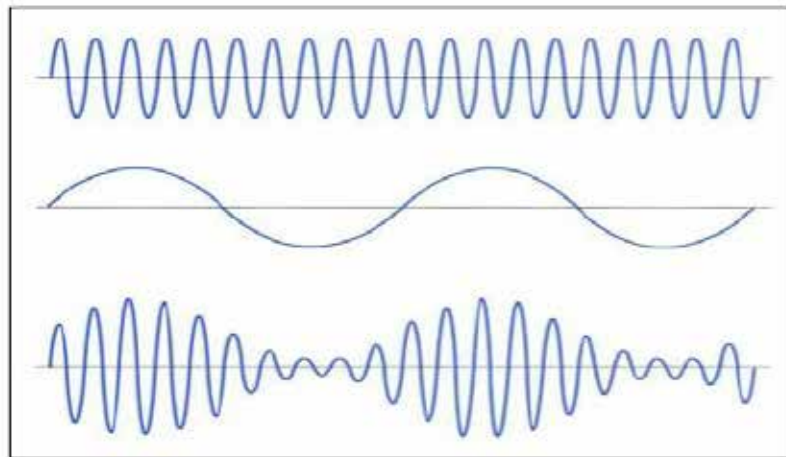
**Tabla 4.** Resumen de diferentes métodos de medición.

<b>Espectroscopia Raman.</b>	La espectroscopia Raman se basa en el uso de una luz láser para inducir la oscilación y rotación en moléculas de una solución. La consiguiente emisión de luz dispersada está influenciada por esta vibración molecular, que depende de la concentración de los solutos en la solución. Por lo tanto, es posible derivar una estimación de la concentración de glucosa en fluidos humanos.
<b>Polarimetría</b>	La polarimetría es la medición de la rotación angular de las sustancias ópticamente activas en un plano de luz polarizada. La glucosa es ópticamente sustancia activa, cuando la luz pasa a través de ella, el plano de polarización se hace girar por un ángulo, que se correlaciona con la concentración de glucosa en la solución.
<b>Tomografía de coherencia óptica</b>	La tomografía de coherencia óptica (OCT) permite en tiempo real y con precisión el control no invasivo de glucosa. OCT utiliza una fuente de luz de baja coherencia, un interferómetro y un fotodetector para medir la señal interferométrica. El retraso en la luz dispersada o los cambios en la luz dispersa debido a la variación en la concentración de glucosa se utiliza para la medición de glucosa en sangre.
<b>Espectroscopia de impedancia</b>	Mide la resistencia ofrecida por la piel a la corriente de diferentes frecuencias alternas. El espectro de impedancia está determinado por variación de la frecuencia de 100 Hz a 100 MHz.
<b>Iontoforesis</b>	Colocando un ánodo y un cátodo en la piel se puede crear el flujo de una pequeña corriente eléctrica a través de esta. La glucosa intersticial, a pesar de ser una molécula sin carga, es transportada por iones de sodio hacia el cátodo, donde se coloca un sensor
<b>Espectroscopia de infrarrojo medio</b>	La espectroscopia de infrarrojo medio se basa en la medición de la absorción de la luz en la región del espectro de 2500-10.000 nm. En picos de absorción de luz por la glucosa
<b>Espectroscopia de infrarrojo cercano</b>	La espectroscopia de infrarrojo cercano se basa en la medición de la absorción de la luz en la región del espectro de 750-2500 nm. En picos de respuesta de banda del infrarrojo medio de glucosa y otros compuestos

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

#### 4.1.2.3 El ultrasonido como parámetro de concentración de glucosa en la sangre

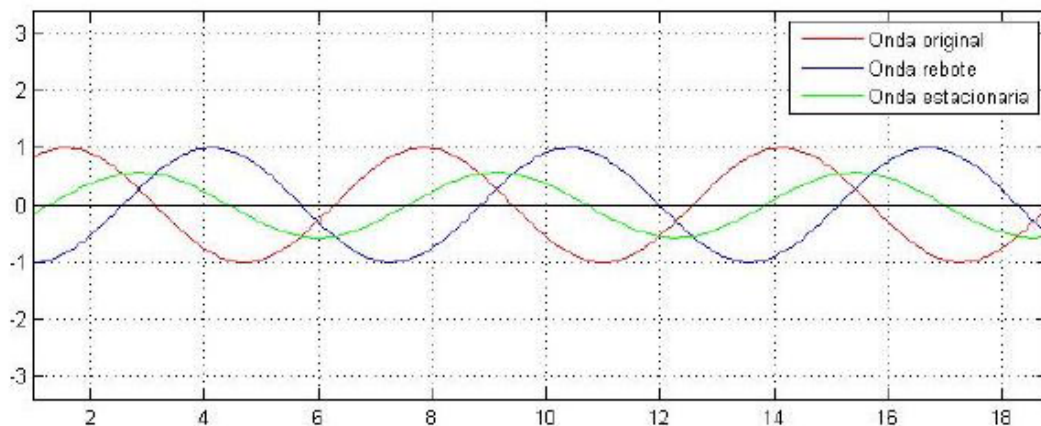
Las moléculas presentes en la sangre se ven afectadas por la presión acústica generada por las ondas ultrasónicas. En concreto, cuando se aplica una onda continua de amplitud modulada como la que observa en la figura 3, se consigue que las moléculas se reorganicen, agrupándose en regiones nodales. Aprovechando este fenómeno físico podemos acumular previamente las moléculas a la hora de realizar las medidas.



**Figura 3.** Onda AM

**Fuente:** Análisis e implementación de un sensor para la detección de glucosa en la sangre, Fernández Barahona, página 35

Usando la amplitud modulada logramos crear una onda de ultrasonidos (frecuencia de la portadora) que activara una distribución de presiones para reordenar las moléculas en el flujo sanguíneo. Es necesario que sea una onda estacionaria como la mostrada en la figura 4, para mantener esta distribución. Esto lo podemos lograr con dos emisores opuestos y sincronizados, o mediante un rebote.



**Figura 4.** Esquema de onda estacionaria

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

De esta forma en los nodos, los puntos que pasan por cero, no hay nunca presión ya que las ondas se anulan mutuamente, haciendo que se acumulen en estos puntos las moléculas de glucosa debido a la presión existente en el resto del recorrido de la onda. Para simplificar el prototipo se realizará con rebote, las ondas ultrasónicas se reflejan en los límites entre materiales con distintas impedancias acústicas según la fórmula

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

Donde  $Z_2$  es la impedancia del medio al que pasa la onda y  $Z_1$  es la impedancia del medio del que proviene. Se obtiene  $R$ , que es el porcentaje de energía de la onda que se refleja. En este caso se puede hacer una aproximación en la que la onda sale del emisor y pasaría por los siguientes medios: piel, musculo, sangre, musculo, piel, rebote con el material reflectante, piel, musculo y sangre (que ya sería el punto de interés para crear la onda estacionaria). A continuación, en la tabla 5, se muestran las impedancias acústicas de esos medios

**Tabla 5.** Tabla de impedancias acústicas

Material	Impedancia [kg/(s·m <sup>2</sup> )]·10 <sup>6</sup>
Piel	1.99
Músculo	1.68
Sangre	1.66
Acero	45.5
Cobre	44.6

**Fuente:** Análisis e implementación de un sensor para la detección de glucosa en la sangre, Fernández Barahona, página 41

Se puede observar la poca diferencia de impedancia entre piel, musculo y sangre, lo que implica que la onda ultrasónica pasara entre ellos con una reflexión prácticamente despreciable. Sin embargo, la onda que llegue al acero reflejara el 82.6%. Se ha elegido el acero como material para realizar los cálculos por ser uno de los materiales con impedancia más alta, a la vez que es un material fácilmente accesible. Tras realizar los cálculos correspondientes, queda que, a la ida, la onda ultrasónica pasara por la sangre al 99.29% de su potencia, y tras el rebote al 82%, esta diferencia sería aceptable ya que no vamos a realizar medidas precisas con los ultrasonidos, porque su función es únicamente la mejorar la respuesta de la espectroscopia NIR.

#### **4.2 Fase II: Selección del método no invasivo para la medición de glucemia, y planteamiento de las capacidades del sistema de medición.**

De entre los métodos no invasivos citados en la tabla 4 se ha escogido la espectroscopia de infrarrojo cercano NIR debido a es una de las formas de medición más estudiadas actualmente y existe una gran documentación al respecto, también está el hecho de que su uso requiere de pocos componentes haciendo a esta tecnología

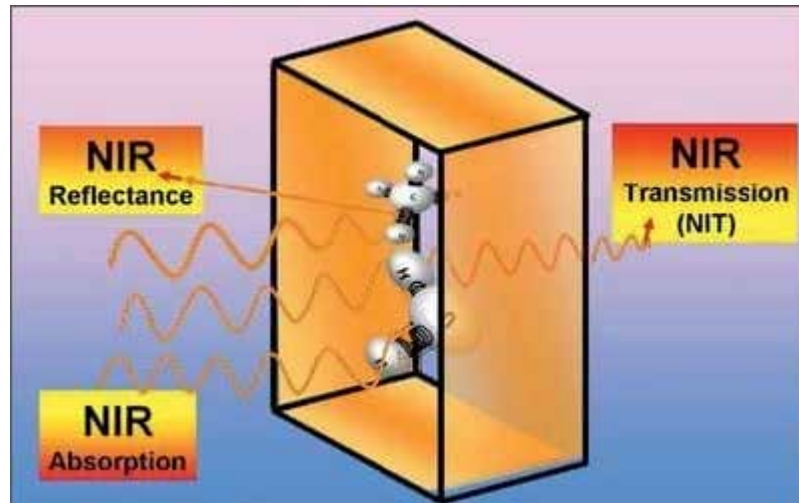
relativamente barata en comparación con otros métodos, los materiales necesarios para realizar un dispositivo que use la espectroscopia NIR son pequeños y compactos, lo que hace el dispositivo sea versátil a la hora de transportarlo, esto se ajusta a los parámetros del proyecto.

#### **4.2.1 Espectroscopia NIR**

En esencia, la tecnología NIR involucra luz interactuando con un material, donde una radiación electromagnética ocurre en forma de ondas. La longitud de onda

longitud de onda en el espectro NIR se mide normalmente en nanómetros, donde  $1\text{nm}=10^{-9}\text{m}$  ó  $1000\text{nm}=.001\text{mm}$ . El espectro visible por ojo humano es de alrededor de 400nm á 800nm, mientras que el espectro infrarrojo se extiende de aproximadamente 2,500nm á 25,000nm. El infrarrojo cercano es considerado esa parte del espectro situada entre la región visible y la región infrarroja. El rango de longitudes de onda que el NIR cubre, está entre 750nm á 2,600nm

En la práctica, la muestra a ser analizada es bombardeada con rayos NIR de diferentes longitudes de onda. Por cada longitud de onda, algunos de los rayos serán entonces absorbidos por uniones químicas específicas. Al mismo tiempo, otros rayos serán diseminados y reflejados por otras uniones químicas. Este proceso es comúnmente descrito como Reflectancia NIR. En contraste, algunos de los rayos pasarán a través de la muestra, lo cual es denominado Transmisión NIR, esto es representado en la figura 5.



**Figura 5.** Rayos NIR absorbidos por algunos enlaces, reflejados por otros enlaces o transmitidos a través de una muestra

**Fuente:** <https://www.engormix.com/balanceados/articulos/espectroscopia-infrarrojo-cercano-nirs-t26241.htm>

Los rayos no son simplemente reflejados de la superficie externa, sino que realmente penetran la muestra. Cada vez que se halla que una unión química no absorbe una particular longitud de onda, los rayos son diseminados y reflejados en todas direcciones. Estos haces dispersos pueden entonces ser absorbidos o reflejados por otras uniones químicas, hasta que una porción de los rayos eventualmente salga de la muestra en todas direcciones.

#### 4.2.2 Longitud de onda

El tramo entre 700 y 1100nm se considera el adecuado para las medidas con radiación NIR por motivos terapéuticos. La glucosa presenta picos de absorción en 940nm, 970nm y 1197nm. Y otros picos mayores en sucesivas regiones. Sin embargo, cerca de los 940nm se produce una atenuación mínima por parte de otros componentes que podrían interferir en la medida, como, por ejemplo, el agua. Por ello trabajando en esta longitud de onda se logra aproximadamente que solo intervenga la glucosa. Por último, en un estudio comparativo entre la radiación a 940nm y 950nm, se demostró que esta última presenta una respuesta más consistente en la variación de niveles de glucosa, aparte de presentar rangos de voltajes mayor para un mismo sensor.

### **4.2.3 Calibraciones**

El instrumento NIR no se “calibra” como un balance donde las lecturas son ajustadas meramente hacia arriba o abajo a un valor estándar. Para la capacitación, un número de muestras son analizadas por métodos químico-analíticos tradicionales, es decir muestra de laboratorio de la glucemia de un paciente para determinar la composición real de las muestras. Cada una de éstas es colocada luego en el instrumento NIR, y se obtienen los valores de transmitancia para una longitud de onda de 940 nm o cualquier otro pico de absorción. Con la ayuda de un microcomputador y un poderoso software químico-métrico, la combinación de los resultados analíticos tradicionales y los valores de transmitancia son transformados a las constantes de calibración. Este software debe tratarse con cuidado ya que no presenta simplemente una solución estadística, sino que realmente suministra una solución aritmética que puede ser verificada. Para desarrollar una nueva calibración o aún mantener las ya existentes, es importante primeramente procurarse físicamente de un grupo ideal de muestras. De cada producto, el conjunto de muestras procurado debe incluir muestras que representen tantas variaciones de la glucosa con las que puedan contarse. Este grupo debe idealmente contener también muestras representando la variación natural que pueda darse.

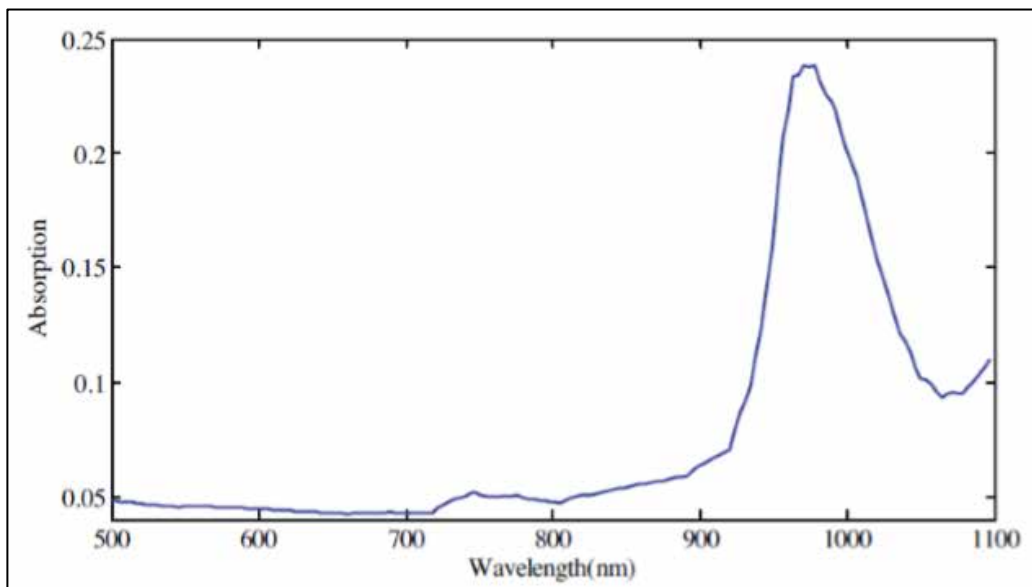
### **4.2.4 Factores que pueden afectar la exactitud de los resultados**

La veracidad de los resultados NIR está determinada normalmente por la comparación de resultados de los análisis químicos tradicionales, en este caso la comparativa sería entre el valor del glucómetro y un análisis químico de la sangre en un laboratorio. Sin embargo, la mayoría de los factores que afectan la exactitud de los resultados NIR afectan también los resultados de los análisis químicos tradicionales. Por lo tanto, un estudio cuidadoso de todos los factores que afectan los resultados analíticos certeros y confiables de las muestras, es esencial para asegurar que se usen valores realistas para calibrar y comparar resultados, y para garantizar que el usuario comprende el valor genuino de los resultados que recibe.

Un problema de magnitud en la preparación de buenas calibraciones y la verificación de la eficacia de las aplicaciones NIR es obtener análisis químicos confiables. Uno de los conceptos erróneos es que los resultados químicos de laboratorios son absolutos y siempre exactos. Los laboratorios a menudo suministran resultados expresados a dos puntos decimales, donde la variación que se da dentro de la muestra y durante la preparación de la misma y los procedimientos analíticos puede ser mucho mayor.

#### 4.2.5 Planteamiento de las capacidades del sistema de medición.

El sistema de medición planteado en este trabajo usará la tecnología de espectroscopia de infrarrojo cercano NIR, utilizaremos como instrumento de control una placa de circuitos integrados Arduino UNO, que posee varias características que pueden ser usadas en este trabajo, también usaremos un diodo infrarrojo que trabaja con una longitud de onda pico de detección de 940 nm, que es un valor cercano al pico de absorción que presenta la gráfica de la figura 6, y además es valor que presenta una baja absorción por parte de otros componentes de la sangre y el cuerpo humano que puedan alterar el resultado final.



**Figura 6.** Espectro de absorción de la glucosa en agua.

**Fuente:** implementación y estudio de la viabilidad de un glucómetro no invasivo, Bellon Javier, pág 25.

Para captar las variaciones y absorción de luz por parte de la glucosa, conectaremos un fotodiodo cuya señal será amplificada a través de un amplificador de transimpedancia para ser leída por Arduino.

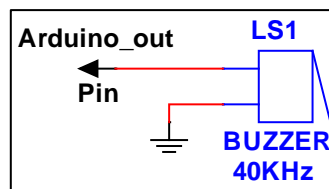
La placa Arduino se encargará de procesar la señal, y de almacenar la información recopilada en un servidor o un teléfono móvil, para ello usaremos el potencial que puede proveer Arduino conectando a dicha placa módulos de wifi o bluetooth, que permitirán el envío de datos a por ejemplo un servido IoT o a un teléfono móvil. Los cuales contarán con una interfaz amigable para los usuarios y que les permita ver sus datos históricos de glicemia.

Como elemento adicional usaremos un pequeño ultrasonido calibrado para emitir ondas de amplitud modulada a una frecuencia de 40 kHz para mejorar el resultado de medición de glucosa, ya que el uso de ultrasonido pudiera generar que las moléculas de glucosa se reorganicen agrupándose y de esta manera mejorar la lectura de glicemia.

#### 4.4 Fase III: Elaboración de un diseño del sistema de adquisición de datos del dispositivo.

##### 4.3.1 Diseño de los planos de los circuitos de glucómetro

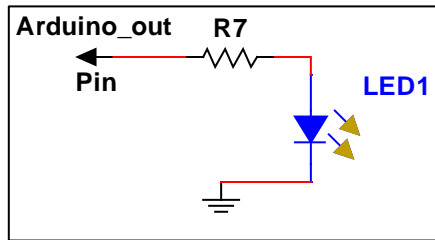
En uno de los pines de Arduino conectaremos una bocina como se muestra en la figura 7, que emitirá una onda de ultrasonido, dicho circuito no consta de ninguna resistencia ya que la bocina posee una propia de 330 ohm.



**Figura 7.** Circuito de Buzzer para el ultrasonido

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

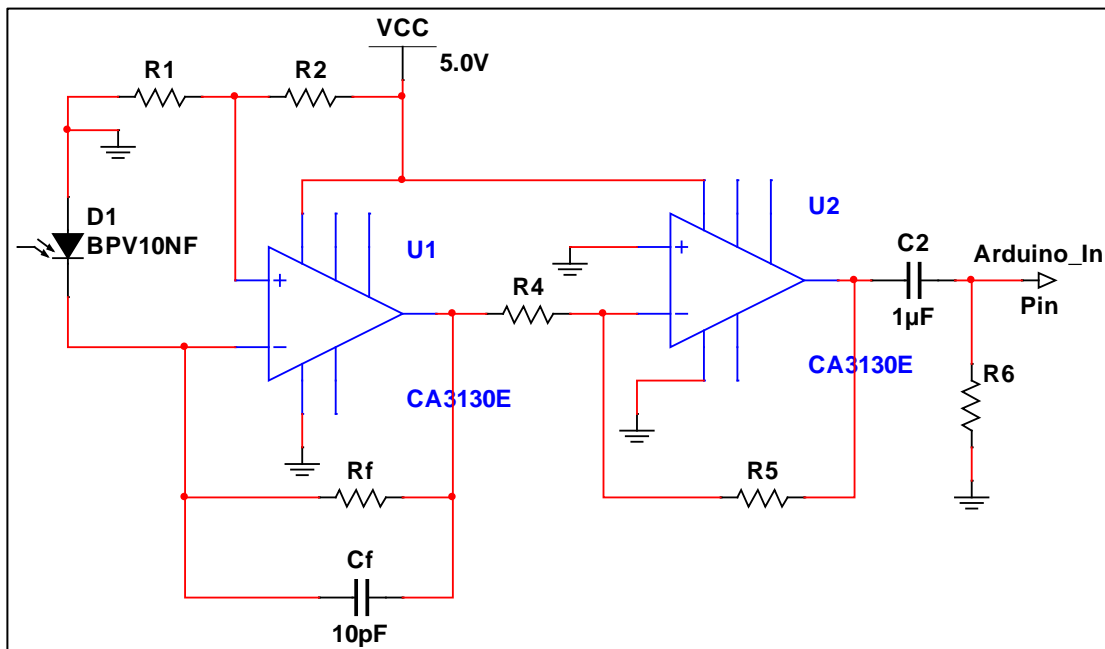
También conectaremos a otro pin de Arduino un led infrarrojo, con una longitud de onda alrededor de 940 nm como se observa en la figura 8, este circuito constara de una resistencia de 330 ohm para limitar el paso de la corriente y proteger tanto al diodo led como a la placa de Arduino ya que la misma solo permite un máximo de 20 mA de corriente por cada uno de sus pines.



**Figura 8.** Circuito de alimentación del led infrarrojo.

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

A continuación, en la figura 9, se presentará el circuito de amplificación del dispositivo que será la base de nuestro sensor para medir la glucosa sanguínea.



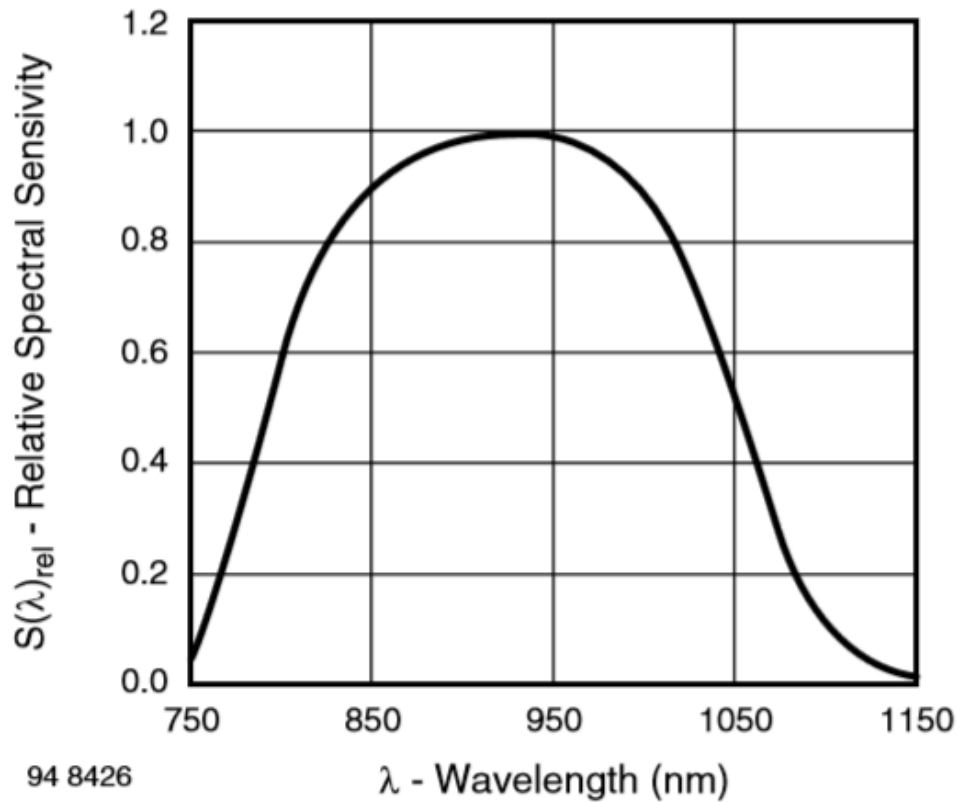
**Figura 9.** Circuito de amplificación del fotodiodo

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

#### 4.3.2. Fotodiodo BPV10NF

El fotodiodo de silicio usado es el BPV10NF, que tiene un ancho de banda de respuesta espectral infrarroja de 790 a 1050nm y un máximo de 940 nm como se observa en la figura 10. El dispositivo de montaje en superficie de plástico negro se enfoca en productos de consumo básicos como copiadoras, máquinas de juego y lectores de tarjetas. La corriente de salida máxima para este dispositivo es de 60  $\mu$ A mediante el uso de una fuente de IR incidente a 950 nm con una potencia de 1 mW/cm<sup>2</sup>

y un voltaje inverso de 5V. Tiene un tiempo de respuesta de 2.5 nanosegundos (ns) y una corriente residual típica de 1 nA. También posee una capacitancia de unión de 11 pF.



**Figura 10.** La salida espectral del fotodiodo de silicio BPV10NF alcanza un máximo de aproximadamente 950 nm, con un ancho de banda aproximado de aproximadamente 260 nm.

**Fuente:** <https://www.vishay.com/docs/81503/bpv10nf.pdf>

Los fotodiodos por sí solos no pueden proporcionar la corriente necesaria para la mayoría de las situaciones, ni conducir una carga sustancial. Por lo tanto, casi siempre se usan con un amplificador de transimpedancia que convierte su salida de bajo nivel de alta impedancia en un voltaje utilizable. El TIA presenta una baja impedancia de entrada al fotodiodo y traduce las pequeñas variaciones de corriente en la entrada en variaciones de voltaje mucho mayores en la salida.

### **4.3.3. Amplificador operacional CA3130E**

Como amplificador operacional usamos el CA3130E, es un amplificador operacional de entrada de transistor de efecto de campo metal-óxido-semiconductor (MOSFET) de un solo canal con una corriente de polarización de entrada extremadamente baja y una baja capacitancia de entrada que se dirige a aplicaciones de instrumentación. El amplificador de transimpedancia está optimizado para aplicaciones de instrumentación, como lo demuestra su ruido extremadamente bajo y la corriente de polarización de entrada pico amperio de un solo dígito. Se necesita su baja corriente de polarización de 2 pico amperios (pA) (máximo) a temperatura ambiente para garantizar que el amplificador de transimpedancia no "cargue" la salida del fotodiodo y desvíe su pequeña corriente. Además de acuerdo a la hoja de datos del amplificador posee un voltaje de ruido de entrada de 23 uV a 0.2 MHz.

Debido a las pequeñas corrientes que se manipulan, la  $R_f$  suele ser de valor nominal alto, lo que ayuda a maximizar la relación señal ruido, en la primera etapa de acondicionamiento de la señal. En la práctica no es posible emplear un valor de  $R_f$  extremadamente alto, porque si  $R_f$  llegara a tener un valor comparable a la resistencia interna del amplificador, el ruido a la entrada del amplificador operacional y el voltaje de offset aumentaría, superponiéndose al voltaje de salida y aumentando el error producido por la corriente de polarización.

Para este diseño se seleccionaron un valor de  $R_f$ , una para garantizar el máximo voltaje a la salida que será fijado en 2.5 V, para señales de luz que generen una corriente en el fotodiodo de hasta de 1 uA. Sin embargo, el rango de corrientes de los fotodiodos está en el orden de nano amperios.

---

Sin embargo, por conveniencia de los diseñadores usaremos

### **4.3.4. Estabilizando el amplificador de transimpedancia.**

Un fenómeno conocido como pico de ganancia., puede ocurrir en la región de las altas frecuencias. Se produce por la combinación de la reactancia capacitiva del

fotodiodo y la capacitancia de entrada del amplificador operacional, que provocan inestabilidad en el circuito, generando un ruido anormalmente alto u oscilaciones.

La estabilidad del sistema se logra añadiendo un capacitor en paralelo a la  $R_f$ , con esta acción garantizamos que la pendiente de la ganancia de ruido ( $NG$ ), ( $NG$ ,

), del amplificador de transimpedancia y la curva de la ganancia de lazo abierto del amplificador operacional, se intercepten con una pendiente menor a 20 dB/década, evitando así un pico de ganancia.

El valor óptimo del capacitor de realimentación, para las  $R_f$ , se calculó utilizando la ecuación:

$$\frac{NG}{NG} = \frac{NG}{NG}$$

Finalmente

Como se puede apreciar, los valores de capacidad necesarios para estabilizar el TIA son muy pequeños, por lo que es posible que la capacidad parásita de  $R_f$ , logre estabilizar el sistema. No obstante, para lograr un bajo nivel de ruido y obtener el ancho de banda deseado, se utilizó un capacitor de 10 pF.

El tipo de dieléctrico y su calidad se deben tener en cuenta para su selección. Materiales como el Polipropileno o Polietileno son los ideales en este tipo de aplicación, pues tienen una baja absorción dieléctrica.

#### **4.3.5. Señal de salida del amplificador**

Debido a que la señal del amplificador de transimpedancia es inversa y de signo negativo y además tenemos que la alimentación del amplificador de transimpedancia  $V_+$  y  $V_-$  es de 5V y GND de Arduino respectivamente, tendríamos voltaje 0 a la salida debido a que hemos conectado nuestra entrada inversora  $V_-$  al valor de GND, por lo tanto, no nos puede arrojar valores inferiores a 0 voltios, para solucionar este problema, fijamos como punto de masa  $V_-$  (la entrada no inversora), una componente de DC de

2.5 V sobre la cual se desplazaran los valores de voltaje de salida hacia abajo, adicionalmente añadiremos un amplificador operacional inversor que funcionará para invertir la señal y multiplicar por 2 la señal, debido a que al final del proceso eliminaremos la señal DC que añadimos al inicio para leer valores negativos, con un condensador de acople de 3.3uF, y al hacerlo se divide a la mitad el voltaje pico de la señal de salida.

El voltaje de salida del amplificador de transimpedancia es:

Donde  $I_{ph}$  es la corriente generado por el fotodiodo

El voltaje de salida del amplificador inversor será:

—

En nuestro caso es:

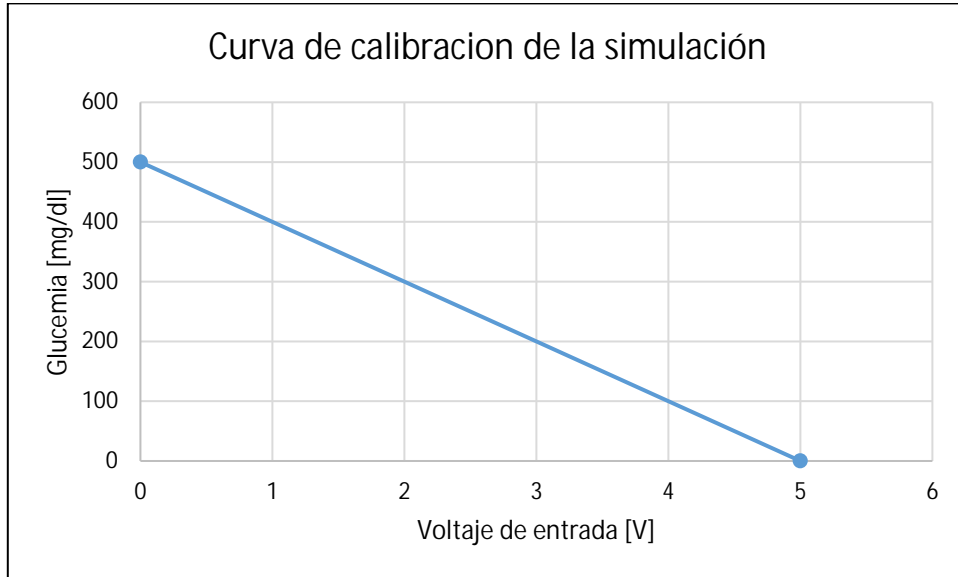
—

#### **4.3.6 Calibración y diseño PCB del instrumento de medida**

Para la calibración del dispositivo se usó una curva de voltaje vs glucemia como la mostrada en la figura 11 cuya ecuación de la recta es:

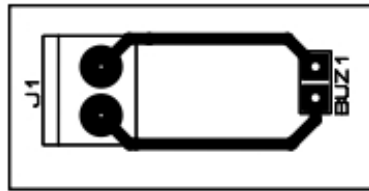
Cabe destacar que para un para un ámbito real fuera de la simulación se requerirá varios análisis de laboratorio clínico de glucemia para un conjunto amplio de valores y para cada uno de esos valores realizar una medición con el dispositivo diseñado en este trabajo, de tal manera que para cada valor de glucemia se conozca el voltaje asociado a dicho valor y construir una curva de glucemia vs voltaje.

Luego de calibrado, es decir, que se hayan guardado los datos de los diferentes valores de voltaje-Glucemia en el instrumento, se interpolarán o extrapolarán los valores de la curva.



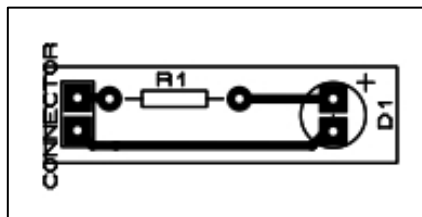
**Figura 11.** Curva de calibración para la simulación.

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).



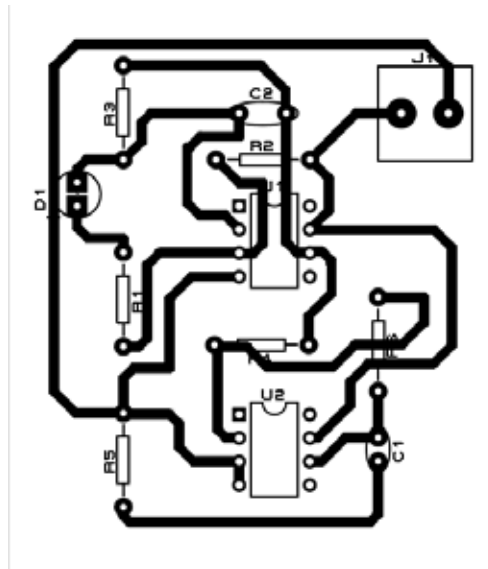
**Figura 12.** Diseño del pcb para el altavoz de ultrasonido.

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

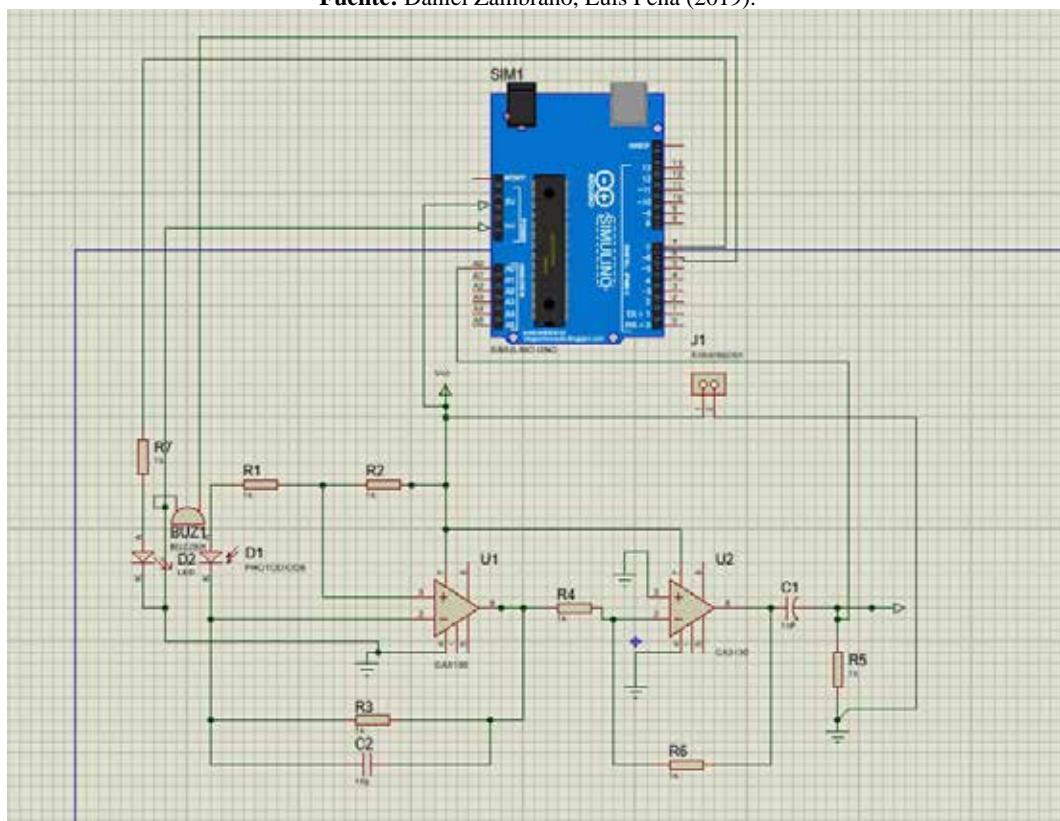


**Figura 13.** Diseño del pcb para el infrarrojo emisor.

Fuente: Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).



**Figura 14.** Diseño del pcb para el circuito de amplificación.  
**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).



**Figura 15.** Diseño de montaje del circuito del glucómetro no invasivo.  
**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

### **4.3.7 Conectividad IoT**

El dispositivo presentado en este trabajo de grado además de presentar una conectividad a través de un módulo bluetooth de Arduino, también presenta una conexión través de internet, con un módulo wifi, brindándole la capacidad de poder gestionar en tiempo real las mediciones captadas por el mismo a través de una plataforma del IoT.

Existen muchas plataformas que ofrecen servicios gratuitos para grandes cantidades de almacenamiento de datos, o BIG DATA, en este caso usamos AskSensors La suscripción gratuita que ofrece dicha plataforma IoT, nos permitió interconectar vía internet nuestro dispositivo para almacenar todos los datos enviados por éste, utilizando para esto un módulo ESP8266-ESP01 wifi de Arduino y configurándolo en modo cliente.

En la plataforma AskSensors se pudo obtener la información para enlazar el dispositivo con el servidor IoT, información conocida como API Key, de las siglas Application Programming Interface, con solo ingresar la API Key en la programación del módulo ESP8266-ESP01 de wifi de Arduino se permite el enlace directo para el envío de datos con destino a nuestra plataforma en la nube, sin necesidad de una programación extra.

AskSensors, nos ofrece la posibilidad de añadir hasta diez sensores para monitorear en tiempo real, en la figura 16 se muestra GlucoOne como sensor único para nuestro dispositivo

Al ingresar en nuestro sensor podemos ver la disponibilidad o conexión con el dispositivo con un icono circular verde, también podemos ver la información para enlazar el dispositivo con el servidor IoT, el API Key como se puede observar en la figura 17.



**Figura 16.** Sensores en AskSensors.

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).



**Figura 17.** Disponibilidad y API Key en AskSensors.

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

Una vez establecida la conexión se puede ver el envío de datos a la plataforma para el monitoreo en tiempo real como se puede apreciar en la figura 18. Cabe destacar que se le puede otorgar acceso a nuestros datos en la nube, a especialistas en el área de

la medicina, como un endocrinólogo, con ello se es posible realizar diagnósticos, control, tratamiento, y una comunicación totalmente remota.



**Figura 18.** Envío de datos a AskSensors.

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

#### **4.4. Fase IV: Determinación la factibilidad técnica, operativa, social, ambiental y económica del glucómetro.**

##### **4.4.1. Factibilidad técnica.**

Para la ejecución de este proyecto fueron necesarios varios recursos, como herramientas, conocimientos, habilidades, entre otros.

Se hizo uso de los conocimientos de cálculo y teoría de circuitos eléctricos y electrónica para el diseño del sensor, así como de habilidad para interpretar diferentes hojas de datos y seleccionar los componentes idóneos para la implementación de los diferentes circuitos planteados en este trabajo.

Se aplicaron conocimientos en programación para controlar tanto la plataforma Arduino como la interfaz de usuario, y así poder controlar las mediciones, todo ello

programado en C y C++, y haciendo uso de softwares como el MIT APP Inventor para la creación de la aplicación GlucoOne.

El proyecto propuesto en este trabajo de grado consta de diferentes materiales y tecnologías específicas que han sido desarrolladas por diferentes compañías como el fotodiodo BPV11NF y el amplificador operacional . Sin embargo, como punto en contra para la factibilidad técnica tenemos que dichos materiales no se encuentran disponibles en Venezuela, y por lo tanto para la implementación del proyecto, actualmente es inviable.

#### **4.4.2. Factibilidad operativa.**

La factibilidad operativa es esencial para que el dispositivo reciba mayor cantidad de usuarios dispuestos a emplear el proyecto y los servicios que puede proveer el sistema de medición no invasiva para glucemia.

El sistema de medición desarrollado es muy intuitivo y cualquier persona puede manejarlo, ya que no existe ningún riesgo que pueda estar asociado a la toma de mediciones con el dispositivo.

Para realizar la medición solo basta insertar el dedo en el dispositivo y presionar el botón que tiene incorporado, también se puede realizar una medición con solo instalar la aplicación de GlucoOne en un teléfono móvil o dispositivo inteligente. luego al iniciar la aplicación se podrá observar una pantalla de inicio como se muestra a continuación en la figura 15. En la que se mostrará un botón para inicializar la experiencia, posteriormente el dispositivo le pedirá al usuario que se conecte mediante bluetooth al glucómetro, luego de ello, aparecerá un menú en donde se le permitirá al usuario realizar una medición de glucosa.

El proceso de medición solo lleva unos pocos segundos y puede realizarse todas las veces que el usuario requiera ver el estado de glucemia.



**Figura 19.** Esquema de funcionamiento de la aplicación GlucoOne.

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

#### 4.4.3. Factibilidad social.

El desarrollo y formulación de este trabajo de grado desde el ámbito social, va enfocado a la mejora de las condiciones de vida de un entorno específico. Apunta a satisfacer necesidades de la población en el área de la salud, y además, guarda relación con el cuidado del medio ambiente.

Lo que busca este trabajo es satisfacer una necesidad social directa y específica de un grupo pequeño pero importante de la población, que, por su naturaleza genética o condición, requieran medir su glucemia.

Con este dispositivo las personas pueden cubrir pequeñas emergencias relacionadas por una descompensación del nivel de azúcar en la sangre, ya sea por

hipoglucemia o por hiperglucemia, y así, estar informados de manera constante de sus niveles para poder prevenir cuadros clínicos más severos que puedan ser subyacentes de niveles de glicemia anormales.

Los beneficiarios directos de este proyecto son personas diabéticas que, según la organización mundial de la salud, la prevalencia mundial de la diabetes en adultos (mayores de 18 años) ha aumentado del 4,7% en 1980 al 8,5% en 2014, sin embargo, se puede considerar que es un proyecto con beneficiarios genéricos, es decir que, todas las personas tanto sanos como diabéticos puedan realizarse una medición.

#### **4.4.4. Factibilidad ambiental.**

El desarrollo del proyecto planteado en este trabajo es totalmente amigable con el medio ambiente, no emite ningún tipo de contaminante que pueda ser perjudicial para el mismo.

A diferencia de los glucómetros convencionales que se venden en el sistema de comercio venezolano, este no requiere ningún tipo de suministro constante que deba renovarse o comprarse, como, por ejemplo, tiras reactivas o lancetas para realizar las respectivas mediciones de glucemia. Esto evita que se acumulen en el medio ambiente elementos plásticos y metálicos que son considerados como no biodegradables, y por lo tanto requieren de varias décadas o siglos para degradarse.

#### **4.4.5 Factibilidad económica.**

Como datos de costos y beneficios tenemos los siguientes datos:

Glucómetro comercial = 18.75\$

Unidad de medición tira reactiva más lanceta 0.5\$

Costo de glicemia en laboratorio 1\$

Como parámetro importante para un paciente con una patología avanzada y crónica de diabetes, se estima que debe realizarse por lo menos entre 4 y 15 mediciones al mes de glicemia.

Como parámetro de ganancia o beneficio estamos considerando que el paciente se ahorra una muestra de laboratorio.

El Costo de fabricación del equipo de medición de glucómetro no invasivo es el siguiente se muestra en la tabla 6.

**Tabla 6.** Costos del proyecto de glucómetro no invasivo

Cantidad	Nombre	Costo unitario	Costo total
1	Arduino uno	9.5 \$	9.5 \$
1	Modulo Bluetooth	3 \$	3 \$
2	Condensador	0.5 \$	1 \$
7	Resistencia	0.2 \$	1.4 \$
2	Amplificador	4.5 \$	9 \$
1	Diodo y fotodiodo	0.65\$	0.65 \$
1	Bocina	0.75 \$	0.75 \$
1	Pcb	2 \$	2 \$
1	Carcasa	4 \$	4 \$
Total			31.3 \$

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

**Tabla 7.** Beneficios netos observados en 4 meses

GLUCOMETRO NO INVASIVO			GLOCOMETRO COMERCIAL		
n°	BENEFICIO	COSTOS	n°	BENEFICIO	COSTOS
0	-	31,3 \$	0	-	18,75 \$
1	15 \$	0 \$	1	15 \$	7.5 \$
2	15 \$	0 \$	2	15 \$	7.5 \$
3	15 \$	0 \$	3	15 \$	7.55 \$
TOTAL	45 \$	31,3 \$	TOTAL	45 \$	41,25 \$
BENEFICIO NETO		13,7 \$	BENEFICIO NETO		4,25 \$

**Fuente:** Daniel Zambrano, Luis Peña (2019).

De la tabla anterior se demuestra que en un periodo corto de tiempo se puede recuperar la inversión de compra de ambos glucómetros y que a un promedio de 15 muestras mensuales el beneficio del glucómetro no invasivo es mayor. Sin embargo, el costo del glucómetro no invasivo disminuye con la compra de un controlador de menor costo que el Arduino uno y a su vez, comprando amplificadores de menor costo, por consiguiente, se abaratan los costos del proyecto y se aumentan los beneficios del mismo.

## CONCLUSIONES

El sistema planteado en este trabajo resuelve uno de los problemas que agobia a millones de personas en el mundo, el hecho de usar un glucómetro convencional puede resultar traumático para algunas personas ya que se requiere de un objeto punzante para perforar la piel, y aunque no genera gran daño, es ligeramente doloroso y también existe un ligero riesgo infección, el dispositivo planteado al ser no invasivo resuelve los problemas e inconvenientes antes mencionados

Se programó la placa Arduino y una aplicación para teléfonos móviles que llamamos GlucoOne para controlar el dispositivo remotamente, también se diseñaron los diferentes circuitos para el sensor de glucosa con sus respectivos esquemas PCB y se elaboró un prototipo de simulación como se explicó en la factibilidad técnica, que, a pesar de tener los conocimientos y habilidades para la implementación, la falta de disponibilidad de los componentes en el país impidió una construcción de un prototipo completo. De lo anterior resulto en un dispositivo fabricado parcialmente, contando con la programación del sistema, y campo para un continuo desarrollo, pero demostrando la versatilidad ergonomía y eficiencia mediante la simulación de parámetros ideales para una idónea medición con el dispositivo.

De la investigación y el trabajo desarrollado se desprenden una serie de conclusiones como son:

- Es posible realizar un cálculo de glucosa en la sangre de manera no invasiva mediante el uso de tecnologías en actual desarrollo, permitiendo la comodidad y tranquilidad de un paciente que lo amerite, disminuyendo así capítulos traumáticos por incomodidad o dolor, que se repiten constantemente cada vez que sea requerido una medida de glucosa en la sangre.
- El uso de ultrasonidos a una frecuencia de 40Khz es un recurso y una tecnología que permite mejorar la precisión de la medición, por ende, es un hecho que, si

es estudiada y desarrollada más a fondo para dichos propósitos, los beneficios aumentan notablemente, ya que se lograría desarrollar un dispositivo mucho más preciso, sin afectar notablemente la inversión ya que son componentes de bajo costo y su configuración depende de la programación aplicada a este.

- Darle interactividad, tranquilidad y comodidad a un paciente cada vez que este requiera medir glucosa en su sangre, con la integración de un glucómetro a las tecnologías de uso diario, como un dispositivo móvil o una conexión a internet, es posible gracias a la cantidad de herramientas disponibles para el desarrollo de esta clase de proyectos.
- Es posible abaratar los costos por consultas, tiempos de espera en salas de centros de salud, un constante control de manera presencial ante un especialista de la salud y una mayor prevención de cuadros clínicos más graves con un constante control y monitoreo de la glucosa en la sangre, que puede ser realizado desde la comodidad del hogar del paciente.

## **RECOMENDACIONES**

Como recomendaciones para la implementación del dispositivo planteado en este trabajo de grado nombraremos los siguientes aspectos:

- Los diodos en este proyecto, es decir, el emisor y el fotodiodo, deben ser protegidos por un recinto o carcasa que impida el paso de la luz ambiental para disminuir interferencias en la lectura del sensor, con tan solo una abertura de tamaño suficiente para ingresar un dedo
- Hacer uso de otros módulos de Arduino para añadir tarjetas de memoria SD y gestionar los datos históricos de glucemia del paciente
- Incorporar un sistema de conectividad complementario a través de internet
- Realizar una curva de calibración del dispositivo usando muestras de un laboratorio clínico

## REFERENCIAS

- Bellon, M. (2016). (Tesis de pregrado) Universidad Politécnica de Valencia. Valencia, España.
- Barahona, M (2015) (Tesis de pregrado) Universidad de Sevilla. Sevilla, España.
- Castellanos, A. (2015) (Tesis de pregrado) Universidad Rafael Landívar. Guatemala de la Asunción, Guatemala.
- García, L. y otro. (2007). Universidad José Antonio Páez, San Diego, Estado Carabobo, Venezuela.
- Hurtado, J. (2008). **“Metodología para la investigación en ciencia de lo humano Publicaciones Cruz”**. Mérida, México.
- Sociedad Venezolana de Endocrinología y Metabolismo. (2003) **“Consenso Nacional de Diabetes Tipo 2”** Venezuela.
- Behar, S. (2008) Editorial Shalom.
- Arias F. (2012) , Caracas, Venezuela. Editorial Episteme.
- Tamayo y Tamayo, M. (1997) , México, México D.F., Editorial Limusa.**
- De Pizzella, A. (2016). **“Presentación y transcripción del trabajo especial de grado”** Publicado en la universidad José Antonio Páez.

# ANEXOS

## ANEXO 1 PHOTODIODO BPV11NF



www.vishay.com

**BPV10NF**

Vishay Semiconductors

### Silicon PIN Photodiode



#### FEATURES

- Package type: leaded
- Package form: T-1½
- Dimensions (in mm): Ø 5
- Radiant sensitive area (in mm<sup>2</sup>): 0.78
- Leads with stand-off
- High radiant sensitivity
- Daylight blocking filter matched with 870 nm to 950 nm emitters
- High bandwidth: > 100 MHz at V<sub>R</sub> = 12 V
- Fast response times
- Angle of half sensitivity: φ = ± 20°
- Material categorization: for definitions of compliance please see [www.vishay.com/doc?99012](http://www.vishay.com/doc?99012)



**RoHS**  
COMPLIANT

#### DESCRIPTION

BPV10NF is a PIN photodiode with high speed and high radiant sensitivity in black, T-1½ plastic package with daylight blocking filter. Filter bandwidth is matched with 870 nm to 950 nm IR emitters.

#### APPLICATIONS

- High speed detector for infrared radiation
- Infrared remote control and free air data transmission systems, e.g. in combination with TSFFxxxx series IR emitters

#### PRODUCT SUMMARY

COMPONENT	I <sub>sa</sub> (µA)	φ (deg)	λ <sub>0.5</sub> (nm)
BPV10NF	50	± 20	790 to 1050

#### Note

- Test condition see table "Basic Characteristics"

#### ORDERING INFORMATION

ORDERING CODE	PACKAGING	REMARKS	PACKAGE FORM
BPV10NF	Bulk	MOQ: 4000 pcs, 4000 pcs/bulk	T-1½
BPV10NF-CS21	Reel	MOQ: 5000 pcs, 1000 pcs/reel	T-1½

#### Note

- MOQ: minimum order quantity

#### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS (T<sub>amb</sub> = 25 °C, unless otherwise specified)

PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	VALUE	UNIT
Reverse voltage		V <sub>R</sub>	60	V
Power dissipation	T <sub>amb</sub> < 25 °C	P <sub>V</sub>	215	mW
Junction temperature		T <sub>J</sub>	100	°C
Operating temperature range		T <sub>amb</sub>	-40 to +100	°C
Storage temperature range		T <sub>stg</sub>	-40 to +100	°C
Soldering temperature	1 s ≤ 5 s, 2 mm from body	T <sub>sd</sub>	260	°C
Thermal resistance junction / ambient	Connected with Cu wire, 0.14 mm <sup>2</sup>	θ <sub>JA</sub>	350	K/W



BASIC CHARACTERISTICS (T <sub>amb</sub> = 25 °C, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	I <sub>F</sub> = 50 mA	V <sub>F</sub>		1.0	1.3	V
Breakdown voltage	I <sub>R</sub> = 100 μA, E = 0	V <sub>(BR)</sub>	60			V
Reverse dark current	V <sub>R</sub> = 20 V, E = 0	I <sub>0</sub>		1	5	nA
Diode capacitance	V <sub>R</sub> = 0 V, f = 1 MHz, E = 0	C <sub>D</sub>		11		pF
Open circuit voltage	E <sub>0</sub> = 1 mW/cm <sup>2</sup> , λ = 870 nm	V <sub>O</sub>		450		mV
Short circuit current	E <sub>0</sub> = 1 mW/cm <sup>2</sup> , λ = 870 nm	I <sub>sc</sub>		50		μA
Reverse light current	E <sub>0</sub> = 1 mW/cm <sup>2</sup> , λ = 870 nm, V <sub>R</sub> = 5 V	I <sub>0a</sub>		55		μA
	E <sub>0</sub> = 1 mW/cm <sup>2</sup> , λ = 950 nm, V <sub>R</sub> = 5 V	I <sub>0b</sub>	30	60		μA
Temperature coefficient of I <sub>0a</sub>	E <sub>0</sub> = 1 mW/cm <sup>2</sup> , λ = 870 nm, V <sub>R</sub> = 5 V	TK <sub>I0a</sub>		-0.1		%/K
Absolute spectral sensitivity	V <sub>R</sub> = 5 V, λ = 870 nm	s(λ)		0.55		A/W
Angle of half sensitivity		φ		± 20		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ <sub>sp</sub>		940		nm
Range of spectral bandwidth		λ <sub>0.5</sub>		790 to 1050		nm
Quantum efficiency	λ = 950 nm	η		70		%
Noise equivalent power	V <sub>R</sub> = 20 V, λ = 950 nm	NEP		3 × 10 <sup>-14</sup>		W/√Hz
Detectivity	V <sub>R</sub> = 20 V, λ = 950 nm	D*		3 × 10 <sup>12</sup>		cm <sup>2</sup> Hz/W
Rise time	V <sub>R</sub> = 50 V, R <sub>L</sub> = 50 Ω, λ = 820 nm	t <sub>r</sub>		2.5		ns
Fall time	V <sub>R</sub> = 50 V, R <sub>L</sub> = 50 Ω, λ = 820 nm	t <sub>f</sub>		2.5		ns

**BASIC CHARACTERISTICS** (T<sub>amb</sub> = 25 °C, unless otherwise specified)

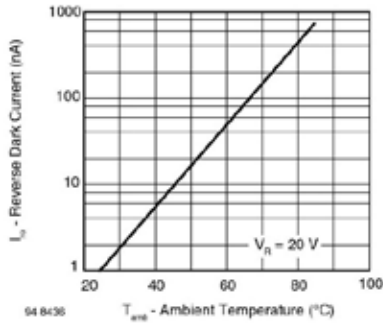


Fig. 1 - Reverse Dark Current vs. Ambient Temperature

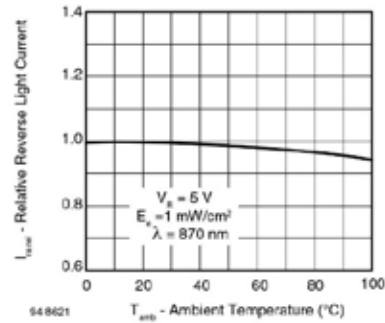


Fig. 2 - Relative Reverse Light Current vs. Ambient Temperature

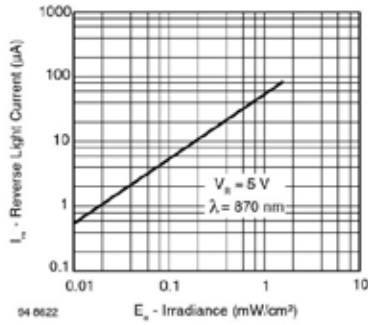


Fig. 3 - Reverse Light Current vs. Irradiance

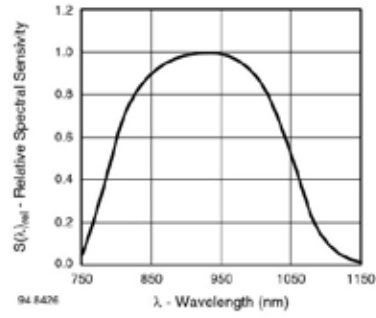


Fig. 6 - Relative Spectral Sensitivity vs. Wavelength

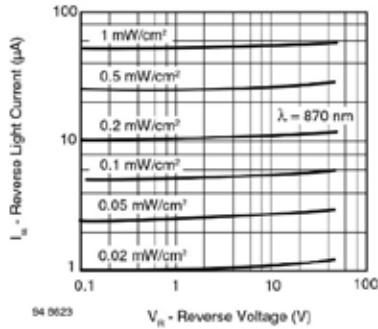


Fig. 4 - Reverse Light Current vs. Reverse Voltage

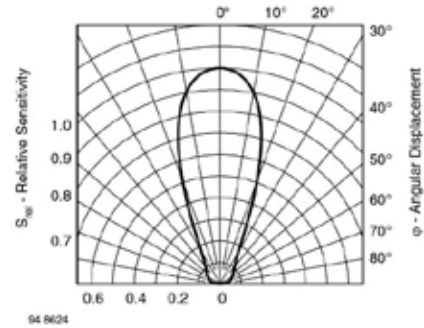


Fig. 7 - Relative Radiant Sensitivity vs. Angular Displacement

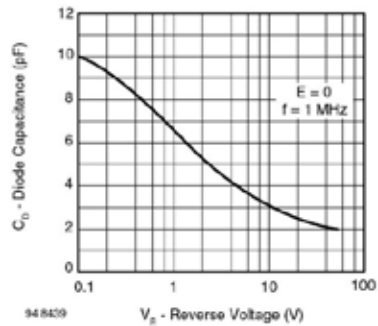


Fig. 5 - Diode Capacitance vs. Reverse Voltage

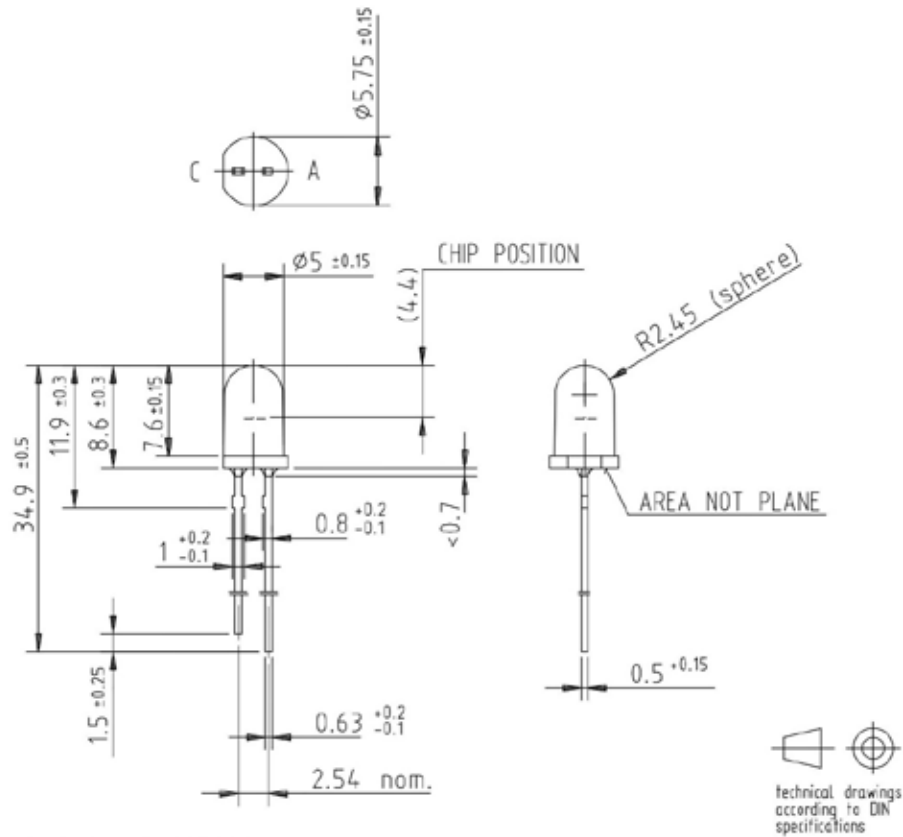


www.vishay.com

BPV10NF

Vishay Semiconductors

PACKAGE DIMENSIONS in millimeters



Drawing-No.: 6.544-5185.01-4

06 12/08



## **Disclaimer**

ALL PRODUCT, PRODUCT SPECIFICATIONS AND DATA ARE SUBJECT TO CHANGE WITHOUT NOTICE TO IMPROVE RELIABILITY, FUNCTION OR DESIGN OR OTHERWISE.

Vishay Intertechnology, Inc., its affiliates, agents, and employees, and all persons acting on its or their behalf (collectively, "Vishay"), disclaim any and all liability for any errors, inaccuracies or incompleteness contained in any datasheet or in any other disclosure relating to any product.

Vishay makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of the products for any particular purpose or the continuing production of any product. To the maximum extent permitted by applicable law, Vishay disclaims (i) any and all liability arising out of the application or use of any product, (ii) any and all liability, including without limitation special, consequential or incidental damages, and (iii) any and all implied warranties, including warranties of fitness for particular purpose, non-infringement and merchantability.

Statements regarding the suitability of products for certain types of applications are based on Vishay's knowledge of typical requirements that are often placed on Vishay products in generic applications. Such statements are not binding statements about the suitability of products for a particular application. It is the customer's responsibility to validate that a particular product with the properties described in the product specification is suitable for use in a particular application. Parameters provided in datasheets and / or specifications may vary in different applications and performance may vary over time. All operating parameters, including typical parameters, must be validated for each customer application by the customer's technical experts. Product specifications do not expand or otherwise modify Vishay's terms and conditions of purchase, including but not limited to the warranty expressed therein.

Except as expressly indicated in writing, Vishay products are not designed for use in medical, life-saving, or life-sustaining applications or for any other application in which the failure of the Vishay product could result in personal injury or death. Customers using or selling Vishay products not expressly indicated for use in such applications do so at their own risk. Please contact authorized Vishay personnel to obtain written terms and conditions regarding products designed for such applications.

No license, express or implied, by estoppel or otherwise, to any intellectual property rights is granted by this document or by any conduct of Vishay. Product names and markings noted herein may be trademarks of their respective owners.

## BiMOS Operational Amplifier with MOSFET Input/CMOS Output

April 1993

### Features

- MOSFET Input Stage Provides:
  - Very High  $Z_i = 1.5 \text{ T}\Omega$  ( $1.5 \times 10^{12}\Omega$ ) Typ.
  - Very Low  $I_i = 5\text{pA}$  Typ. at 15V Operation  
= 2pA Typ. at 5V Operation
- Ideal for Single-Supply Applications
- Common-Mode Input-Voltage Range Includes Negative Supply Rail; Input Terminals can be Swung 0.5V Below Negative Supply Rail
- CMOS Output Stage Permits Signal Swing to Either (or both) Supply Rails

### Applications

- Ground-Referenced Single Supply Amplifiers
- Fast Sample-Hold Amplifiers
- Long-Duration Timers/Monostables
- High-Input-Impedance Comparators (Ideal Interface with Digital CMOS)
- High-Input-Impedance Wideband Amplifiers
- Voltage Followers (e.g. Follower for Single-Supply D/A Converter)
- Voltage Regulators (Permits Control of Output Voltage Down to Zero Volts)
- Peak Detectors
- Single-Supply Full-Wave Precision Rectifiers
- Photo-Diode Sensor Amplifiers

### Description

CA3130A and CA3130 are integrated-circuit operational amplifiers that combine the advantage of both CMOS and bipolar transistors on a monolithic chip.

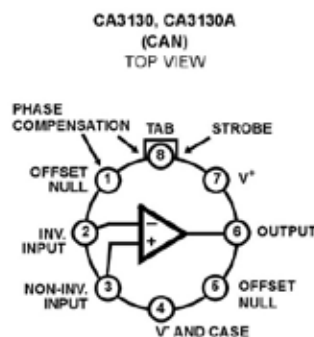
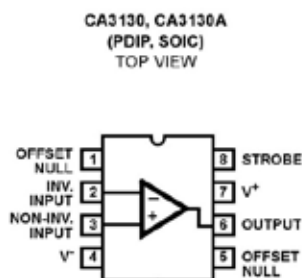
Gate-protected p-channel MOSFET (PMOS) transistors are used in the input circuit to provide very-high-input impedance, very-low-input current, and exceptional speed performance. The use of PMOS field-effect transistors in the input stage results in common-mode input-voltage capability down to 0.5 volt below the negative-supply terminal, an important attribute in single-supply applications.

A complementary-symmetry MOS (CMOS) transistor-pair, capable of swinging the output voltage to within 10 millivolts of either supply-voltage terminal (at very high values of load impedance), is employed as the output circuit.

The CA3130 Series circuits operate at supply voltages ranging from 5 to 16 volts, or  $\pm 2.5$  to  $\pm 8$  volts when using split supplies. They can be phase compensated with a single external capacitor, and have terminals for adjustment of offset voltage for applications requiring offset-null capability. Terminal provisions can also be made to permit strobing of the output stage.

The CA3130A offers superior input characteristics over those of the CA3130.

### Pinouts



### Ordering Information

PART NUMBER	TEMP. RANGE	PACKAGE
CA3130AE	-55°C to +125°C	8 Lead PDIP
CA3130AM	-55°C to +125°C	8 Lead SOIC
CA3130AM96	-55°C to +125°C	8 Lead SOIC*
CA3130AT	-55°C to +125°C	8 Pin CAN
CA3130BT	-55°C to +125°C	8 Pin CAN
CA3130E	-55°C to +125°C	8 Lead PDIP
CA3130M	-55°C to +125°C	8 Lead SOIC
CA3130M96	-55°C to +125°C	8 Lead SOIC*
CA3130T	-55°C to +125°C	8 Pin CAN

\* Denotes Tape and Reel

## Specifications CA3130, CA3130A

### Absolute Maximum Ratings

DC Supply Voltage (Between V <sup>+</sup> And V <sup>-</sup> Terminals)	16V
Differential-Mode Input Voltage	8V
DC Input Voltage	(V <sup>+</sup> +8 V) to (V <sup>-</sup> -0.5V)
Input-Terminal Current	1 mA
Device Dissipation:	
Without Heat Sink-	
Up To 55°C	630 mW
Above 55°C	Derate Linearly 8.67 mW/°C
With Heat Sink-	
Up To 90°C	1W
Above 90°C	Derate Linearly 16.7 mW/°C.
Output Short-Circuit Duration (Note 1)	Indefinite
Junction Temperature	+175°C
Junction Temperature (Plastic Package)	+150°C
Lead Temperature (Soldering 10 Sec.)	+300°C

### Operating Conditions

Operating Temperature Range (All Types)	-55°C to +125°C
Storage Temperature Range (All Types)	-65°C to +150°C

*CAUTION: Stresses above those listed in "Absolute Maximum Ratings" may cause permanent damage to the device. This is a stress only rating and operation of the device at these or any other conditions above those indicated in the operational sections of this specification is not implied.*

### Electrical Specifications $T_A = +25^\circ\text{C}$ , $V^+ = 15\text{V}$ , $V^- = 0\text{V}$ (Unless Otherwise Specified)

PARAMETERS	SYMBOLS	TEST CONDITIONS	LIMITS						UNITS
			CA3130A			CA3130			
			MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$ V_{IO} $	$V_{\pm} = \pm 7.5\text{V}$	-	2	5	-	8	15	mV
Input Offset Current	$ I_{IO} $	$V_{\pm} = \pm 7.5\text{V}$	-	0.5	20	-	0.5	30	pA
Input Current	$I_i$	$V_{\pm} = \pm 7.5\text{V}$	-	5	30	-	5	50	pA
Large-Signal Voltage Gain	$A_{OL}$	$V_O = 10\text{ Vp-p}$ $R_L = 2\text{k}\Omega$	50	320	-	50	320	-	kV/V
			94	110	-	94	110	-	dB
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR		80	90	-	70	90	-	dB
Common-Mode Input Voltage Range	$V_{ICR}$		0	-0.5 to 12	10	0	-0.5 to 12	10	V
Power-Supply Rejection Ratio	$\Delta V_{IO}/\Delta V_{\pm}$	$V_{\pm} = \pm 7.5\text{V}$	-	32	150	-	32	320	$\mu\text{V/V}$
Maximum Output Voltage	$V_{OM+}$	At $R_L = 2\text{k}\Omega$	12	13.3	-	12	13.3	-	V
	$V_{OM-}$	At $R_L = 2\text{k}\Omega$	-	0.002	0.01	-	0.002	0.01	V
	$V_{OM+}$	At $R_L = 2\text{k}\Omega$	14.99	15	-	14.99	15	-	V
	$V_{OM-}$	At $R_L = 2\text{k}\Omega$	-	0	0.01	-	0	0.01	V
Maximum Output Current	$I_{OM+}$ (Source) at $V_O = 0\text{V}$		12	22	45	12	22	45	mA
	$I_{OM-}$ (Sink) at $V_O = 15\text{V}$		12	20	45	12	20	45	mA
Supply Current	$I^+$	$V_O = 7.5\text{V}$ , $R_L = \infty$	-	10	15	-	10	15	mA
	$I^+$	$V_O = 0\text{V}$ , $R_L = \infty$	-	2	3	-	2	3	mA
Input Offset Voltage Temperature Drift	$\Delta V_{IO}/\Delta T$		-	10	-	-	10	-	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$

NOTE:

- Short circuit may be applied to ground or to either supply.

### Specifications CA3130, CA3130A

**Electrical Specifications** Typical Values Intended Only for Design Guidance,  $V_+ = +7.5V$ ,  $V_- = -7.5V$ ,  $T_A = +25^\circ C$   
(Unless Otherwise Specified)

PARAMETERS	SYMBOL	TEST CONDITIONS	CA3130A, CA3130	UNITS
Input Offset Voltage Adjustment Range		10k $\Omega$ Across Terms. 4 and 5 or 4 and 1	$\pm 22$	mV
Input Resistance	$R_i$		1.5	T $\Omega$
Input Capacitance	$C_i$	f = 1MHz	4.3	pF
Equivalent Input Noise Voltage	$e_N$	BW = 0.2MHz, $R_S = 1M\Omega^*$	23	$\mu V$
Unity Gain Crossover Frequency	$f_T$	$C_C = 0$	15	MHz
		$C_C = 47pF$	4	MHz
Slew Rate:	SR			
Open Loop		$C_C = 0$	30	V/ $\mu s$
Closed Loop		$C_C = 56pF$	10	V/ $\mu s$
Transient Response:		$C_C = 56pF$ , $C_L = 25pF$ , $R_L = 2k\Omega$ (Voltage Follower)		
Rise Time	$t_R$		0.09	$\mu s$
Overshoot	OS		10	%
Settling Time (To <0.1%, $V_N = 4V_{p,p}$ )	$t_S$		1.2	$\mu s$

\* Although a 1M $\Omega$  source is used for this test, the equivalent input noise remains constant for values of  $R_S$  up to 10M $\Omega$ .

**Electrical Specifications** Typical Values Intended Only for Design Guidance,  $V_+ = 5V$ ,  $V_- = 0V$ ,  $T_A = +25^\circ C$   
(Unless Otherwise Specified)

PARAMETERS	SYMBOL	TEST CONDITIONS	CA3130A	CA3130	UNITS
Input Offset Voltage	$V_{IO}$		2	8	mV
Input Offset Current	$I_{IO}$		0.1	0.1	pA
Input Current	$I_i$		2	2	pA
Common-Mode Rejection Ratio	CMRR		90	80	dB
Large-Signal Voltage Gain	$A_{OL}$	$V_O = 4V_{p,p}$ , $R_L = 5k\Omega$	100	100	kV/V
			100	100	dB
Common-Mode Input Voltage Range	$V_{ICR}$		0 to 2.8	0 to 2.8	V
Supply Current	$I_+$	$V_O = 5V$ , $R_L = \infty$	300	300	$\mu A$
		$V_O = 2.5V$ , $R_L = \infty$	500	500	$\mu A$
Power Supply Rejection Ratio	$\Delta V_{IO}/\Delta V_+$		200	200	$\mu V/V$

## CA3130, CA3130A

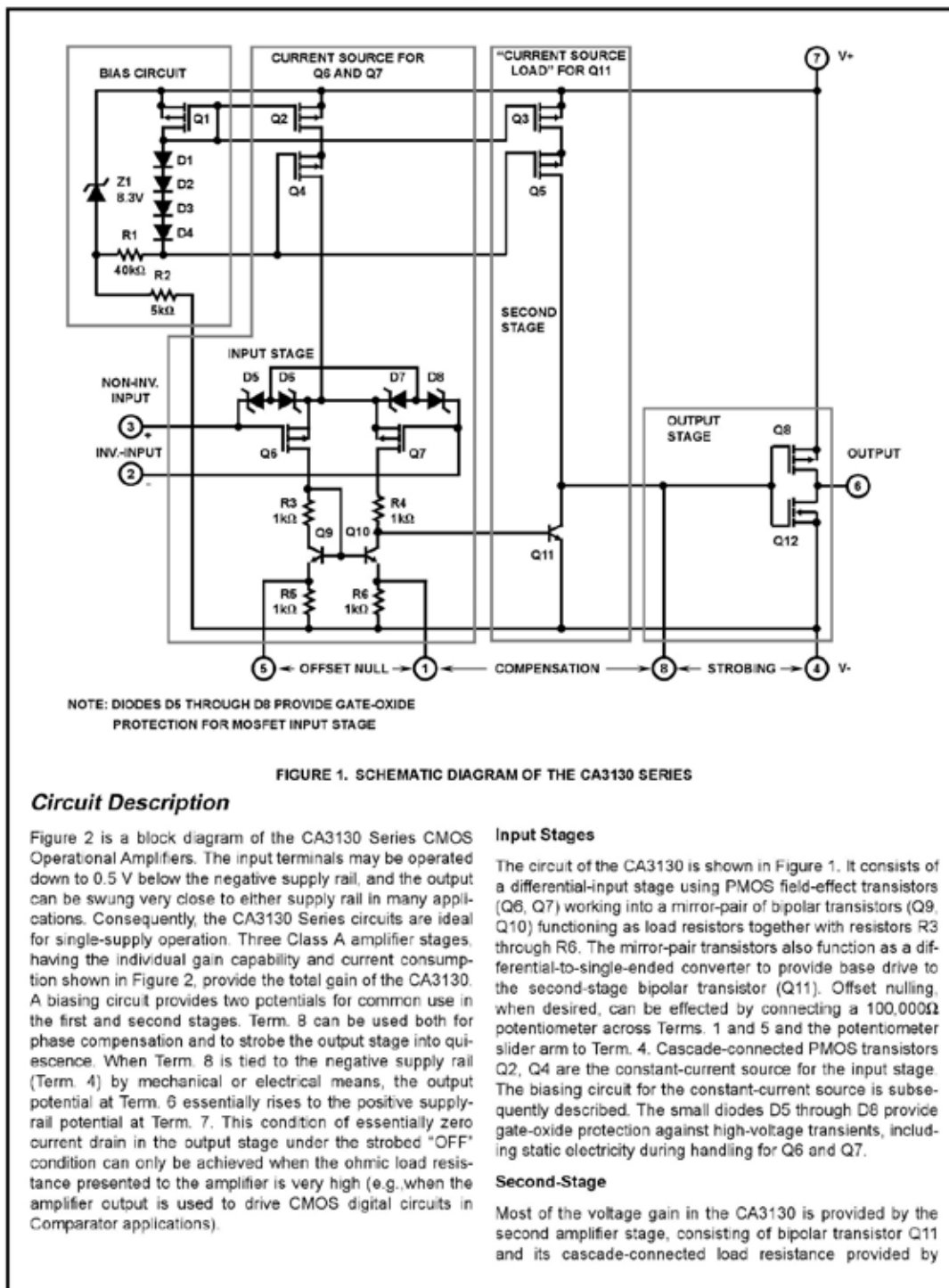


FIGURE 1. SCHEMATIC DIAGRAM OF THE CA3130 SERIES

### Circuit Description

Figure 2 is a block diagram of the CA3130 Series CMOS Operational Amplifiers. The input terminals may be operated down to 0.5 V below the negative supply rail, and the output can be swung very close to either supply rail in many applications. Consequently, the CA3130 Series circuits are ideal for single-supply operation. Three Class A amplifier stages, having the individual gain capability and current consumption shown in Figure 2, provide the total gain of the CA3130. A biasing circuit provides two potentials for common use in the first and second stages. Term. 8 can be used both for phase compensation and to strobe the output stage into quiescence. When Term. 8 is tied to the negative supply rail (Term. 4) by mechanical or electrical means, the output potential at Term. 6 essentially rises to the positive supply-rail potential at Term. 7. This condition of essentially zero current drain in the output stage under the strobed "OFF" condition can only be achieved when the ohmic load resistance presented to the amplifier is very high (e.g., when the amplifier output is used to drive CMOS digital circuits in Comparator applications).

### Input Stages

The circuit of the CA3130 is shown in Figure 1. It consists of a differential-input stage using PMOS field-effect transistors (Q6, Q7) working into a mirror-pair of bipolar transistors (Q9, Q10) functioning as load resistors together with resistors R3 through R6. The mirror-pair transistors also function as a differential-to-single-ended converter to provide base drive to the second-stage bipolar transistor (Q11). Offset nulling, when desired, can be effected by connecting a 100,000Ω potentiometer across Terms. 1 and 5 and the potentiometer slider arm to Term. 4. Cascade-connected PMOS transistors Q2, Q4 are the constant-current source for the input stage. The biasing circuit for the constant-current source is subsequently described. The small diodes D5 through D8 provide gate-oxide protection against high-voltage transients, including static electricity during handling for Q6 and Q7.

### Second-Stage

Most of the voltage gain in the CA3130 is provided by the second amplifier stage, consisting of bipolar transistor Q11 and its cascade-connected load resistance provided by

## CA3130, CA3130A

PMOS transistors Q3 and Q5. The source of bias potentials for these PMOS transistors is subsequently described. Miller Effect compensation (roll-off) is accomplished by simply connecting a small capacitor between Terms. 1 and 8. A 47-picofarad capacitor provides sufficient compensation for stable unity-gain operation in most applications.

### Bias-Source Circuit

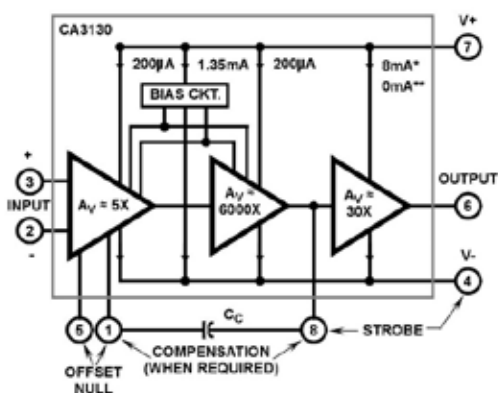
At total supply voltages, somewhat above 8.3 volts, resistor R2 and zener diode Z1 serve to establish a voltage of 8.3 volts across the series-connected circuit, consisting of resistor R1, diodes D1 through D4, and PMOS transistor Q1. A tap at the junction of resistor R1 and diode D4 provides a gate-bias potential of about 4.5 volts for PMOS transistors Q4 and Q5 with respect to Term. 7. A potential of about 2.2 volts is developed across diode-connected PMOS transistor Q1 with respect to Term. 7 to provide gate bias for PMOS transistors Q2 and Q3. It should be noted that Q1 is "mirror-connected" to both Q2 and Q3. Since transistors Q1, Q2, Q3 are designed to be identical, the approximately 200-microampere current in Q1 establishes a similar current in Q2 and Q3 as constant current sources for both the first and second amplifier stages, respectively.

At total supply voltages somewhat less than 8.3 volts, zener diode Z1 becomes nonconductive and the potential, developed across series-connected R1, D1-D4, and Q1, varies directly with variations in supply voltage. Consequently, the gate bias for Q4, Q5 and Q2, Q3 varies in accordance with supply-voltage variations. This variation results in deterioration of the power-supply-rejection ratio (PSRR) at total supply voltages below 8.3 volts. Operation at total supply voltages below about 4.5 volts results in seriously degraded performance.

### Output Stage

The output stage consists of a drain-loaded inverting amplifier using CMOS transistors operating in the Class A mode. When operating into very high resistance loads, the output can be swung within millivolts of either supply rail. Because the output stage is a drain-loaded amplifier, its gain is dependent upon the load impedance. The transfer characteristics of the output stage for a load returned to the negative supply rail are shown in Figure 5. Typical op-amp loads are readily driven by the output stage. Because large-signal excursions are non-linear, requiring feedback for good waveform reproduction, transient delays may be encountered. As a voltage follower, the amplifier can achieve 0.01 percent accuracy levels, including the negative supply rail.

\* For general information on the characteristics of CMOS transistor-pairs in linear-circuit applications, see File Number 619, data bulletin on CA3600E "CMOS Transistor Array".



TOTAL SUPPLY VOLTAGE (FOR INDICATED VOLTAGE GAINS) = 15V

\*WITH INPUT TERMINALS BIASED SO THAT TERM. 6 POTENTIAL IS +7.5V ABOVE TERM. 4.

\*\*WITH OUTPUT TERMINAL DRIVEN TO EITHER SUPPLY RAIL.

FIGURE 2. BLOCK DIAGRAM OF THE CA3130 SERIES

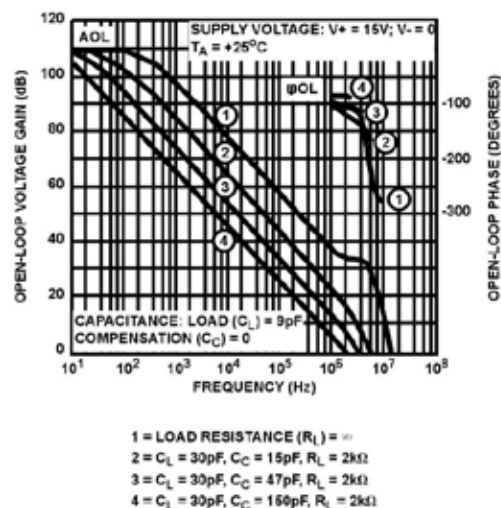


FIGURE 3. OPEN-LOOP VOLTAGE GAIN AND PHASE SHIFT vs FREQUENCY

CA3130, CA3130A

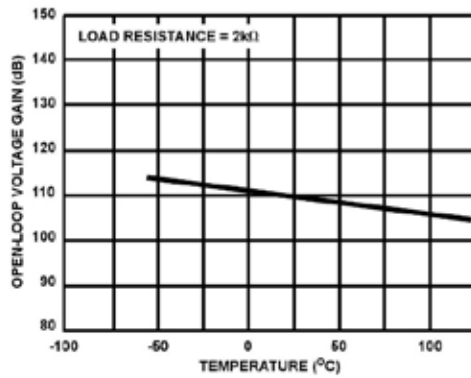


FIGURE 4. OPEN-LOOP GAIN vs TEMPERATURE

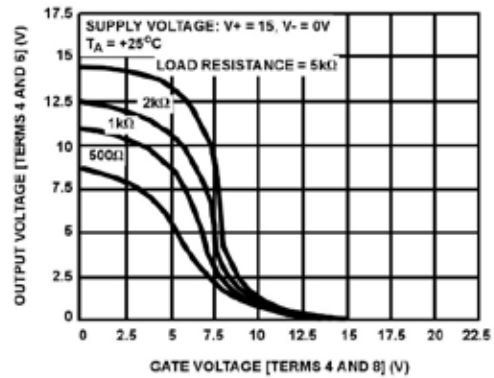


FIGURE 5. VOLTAGE TRANSFER CHARACTERISTICS OF CMOS OUTPUT STAGE

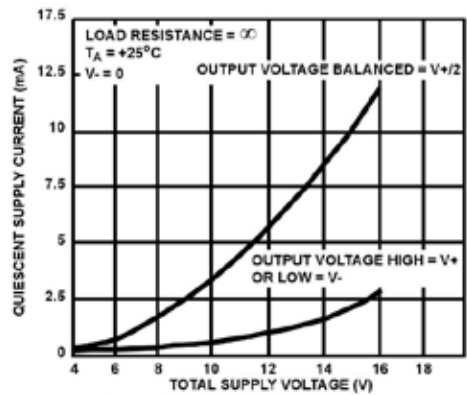


FIGURE 6. QUIESCENT SUPPLY CURRENT vs SUPPLY VOLTAGE

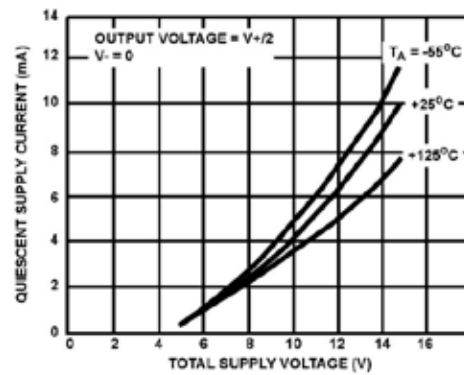


FIGURE 7. QUIESCENT SUPPLY CURRENT vs SUPPLY VOLTAGE

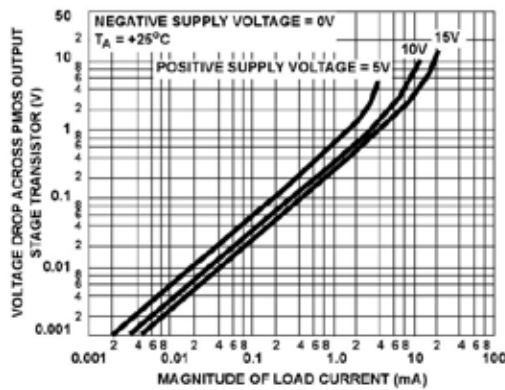


FIGURE 8. VOLTAGE ACROSS PMOS OUTPUT TRANSISTOR (Q8) vs LOAD CURRENT

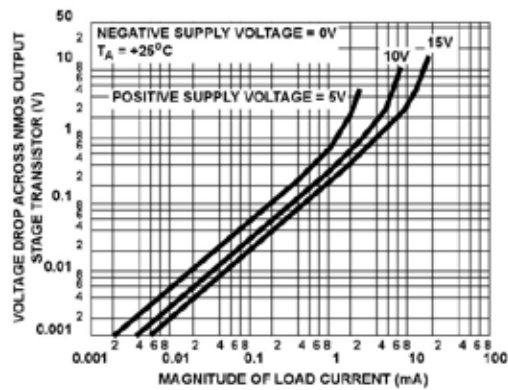


FIGURE 9. VOLTAGE ACROSS NMOS OUTPUT TRANSISTOR (Q12) vs LOAD CURRENT

## CA3130, CA3130A

### Input Current Variation with Common Mode Input Voltage

As shown in the Table of Electrical Characteristics, the input current for the CA3130 Series Op-Amps is typically 5pA at  $T_A = +25^\circ\text{C}$  when terminals 2 and 3 are at a common-mode potential of +7.5 volts with respect to negative supply Terminal 4. Figure 10 contains data showing the variation of input current as a function of common-mode input voltage at  $T_A = +25^\circ\text{C}$ . These data show that circuit designers can advantageously exploit these characteristics to design circuits which typically require an input current of less than 1pA, provided the common-mode input voltage does not exceed 2 volts. As previously noted, the input current is essentially the result of the leakage current through the gate-protection diodes in the input circuit and, therefore, a function of the applied voltage. Although the finite resistance of the glass terminal-to-case insulator of the TO-5 package also contributes an increment of leakage current, there are useful compensating factors. Because the gate-protection network functions as if it is connected to Terminal 4 potential, and the TO-5 case of the CA3130 is also internally tied to Terminal 4, input terminal 3 is essentially "guarded" from spurious leakage currents.

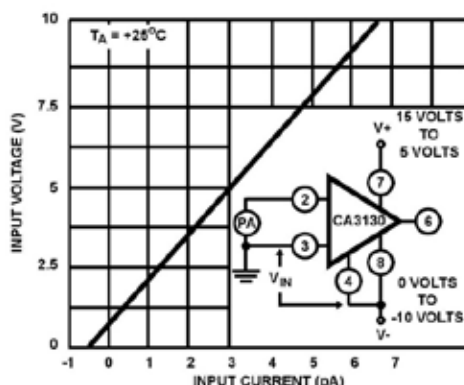


FIGURE 10. INPUT CURRENT vs COMMON-MODE VOLTAGE

### Offset Nulling

Offset-voltage nulling is usually accomplished with a 100,000-ohm potentiometer connected across Terms. 1 and 5 and with the potentiometer slider arm connected to Term. 4. A fine offset-null adjustment usually can be effected with the slider arm positioned in the mid-point of the potentiometer's total range.

### Input-Current Variation with Temperature

The input current of the CA3130 Series circuits is typically 5pA at  $+25^\circ\text{C}$ . The major portion of this input current is due to leakage current through the gate-protective diodes in the

input circuit. As with any semiconductor-junction device, including op-amps with a junction-FET input stage, the leakage current approximately doubles for every  $+10^\circ\text{C}$  increase in temperature. Figure 11 provides data on the typical variation of input bias current as a function of temperature in the CA3130.

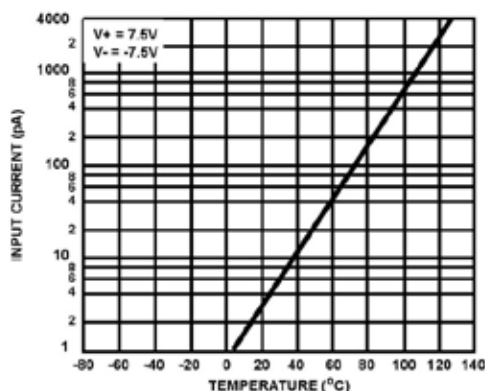


FIGURE 11. INPUT CURRENT vs AMBIENT TEMPERATURE

In applications requiring the lowest practical input current and incremental increases in current because of "warm-up" effects, it is suggested that an appropriate heat sink be used with the CA3130. In addition, when "sinking" or "sourcing" significant output current the chip temperature increases, causing an increase in the input current. In such cases, heat-sinking can also very markedly reduce and stabilize input current variations.

### Input-Offset-Voltage ( $V_{IO}$ ) Variation with DC Bias vs Device Operating Life

It is well known that the characteristics of a MOSFET device can change slightly when a dc gate-source bias potential is applied to the device for extended time periods. The magnitude of the change is increased at high temperatures. Users of the CA3130 should be alert to the possible impacts of this effect if the application of the device involves extended operation at high temperatures with a significant differential dc bias voltage applied across Terms. 2 and 3. Figure 12 shows typical data pertinent to shifts in offset voltage encountered with CA3130 devices (TO-5 package) during life testing. At lower temperatures (TO-5 and plastic), for example at  $+85^\circ\text{C}$ , this change in voltage is considerably less. In typical linear applications where the differential voltage is small and symmetrical, these incremental changes are of about the same magnitude as those encountered in an operational amplifier employing a bipolar transistor input stage. The two-volt dc differential voltage example represents conditions when the amplifier output stage is "toggled", e.g., as in comparator applications.

## CA3130, CA3130A

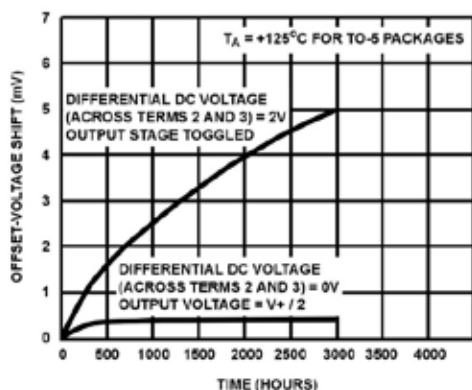
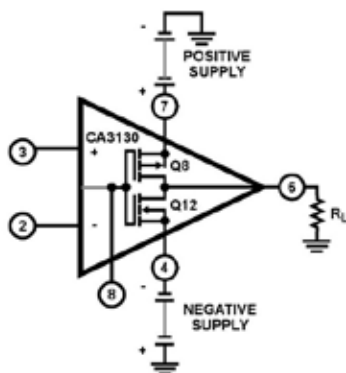
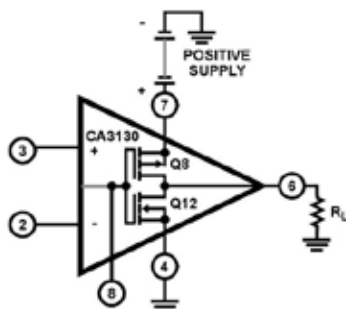


FIGURE 12. TYPICAL INCREMENTAL OFFSET-VOLTAGE SHIFT vs OPERATING LIFE



(A) DUAL POWER-SUPPLY OPERATION



(B) SINGLE POWER-SUPPLY OPERATION

FIGURE 13. CA3130 OUTPUT STAGE IN DUAL AND SINGLE POWER-SUPPLY OPERATION

### Power-Supply Considerations

Because the CA3130 is very useful in single-supply applications, it is pertinent to review some considerations relating to power-supply current consumption under both single-and dual-supply service. Figures 13A and 13B show the CA3130 connected for both dual-and single-supply operation.

**Dual-supply Operation:** When the output voltage at Term. 6 is zero-volts, the currents supplied by the two power supplies are equal. When the gate terminals of Q8 and Q12 are driven increasingly positive with respect to ground, current flow through Q12 (from the negative supply) to the load is increased and current flow through Q8 (from the positive supply) decreases correspondingly. When the gate terminals of Q8 and Q12 are driven increasingly negative with respect to ground, current flow through Q8 is increased and current flow through Q12 is decreased accordingly.

**Single-supply Operation:** Initially, let it be assumed that the value of  $R_L$  is very high (or disconnected), and that the input-terminal bias (Terms. 2 and 3) is such that the output terminal (No. 6) voltage is at  $V+/2$ , i.e., the voltage-drops across Q8 and Q12 are of equal magnitude. Figure 6 shows typical quiescent supply-current vs supply-voltage for the CA3130 operated under these conditions. Since the output stage is operating as a Class A amplifier, the supply-current will remain constant under dynamic operating conditions as long as the transistors are operated in the linear portion of their voltage-transfer characteristics (see Figure 5). If either Q8 or Q12 are swung out of their linear regions toward cut-off (a non-linear region), there will be a corresponding reduction in supply-current. In the extreme case, e.g., with Term. 8 swung down to ground potential (or tied to ground), NMOS transistor Q12 is completely cut off and the supply-current to series-connected transistors Q8, Q12 goes essentially to zero. The two preceding stages in the CA3130, however, continue to draw modest supply-current (see the lower curve in Figure 6) even though the output stage is strobed off. Figure 13A shows a dual-supply arrangement for the output stage that can also be strobed off, assuming  $R_L = \infty$  by pulling the potential of Term. 8 down to that of Term. 4.

Let it now be assumed that a load-resistance of nominal value (e.g., 2 kilohms) is connected between Term. 6 and ground in the circuit of Figure 13B. Let it further be assumed again that the input-terminal bias (Terms. 2 and 3) is such that the output terminal (No. 6) voltage is at  $V+/2$ . Since PMOS transistor Q8 must now supply quiescent current to both  $R_L$  and transistor Q12, it should be apparent that under these conditions the supply-current must increase as an inverse function of the  $R_L$  magnitude. Figure 8 shows the voltage-drop across PMOS transistor Q8 as a function of load current at several supply voltages. Figure 5 shows the voltage-transfer characteristics of the output stage for several values of load resistance.

### Wideband Noise

From the standpoint of low-noise performance considerations, the use of the CA3130 is most advantageous in applications where in the source resistance of the input signal is on the order of 1 megohm or more. In this case, the total input-referred noise voltage is typically only  $23\mu\text{V}$  when the

## CA3130, CA3130A

test-circuit amplifier of Figure 14 is operated at a total supply voltage of 15 volts. This value of total input-referred noise remains essentially constant, even though the value of source resistance is raised by an order of magnitude. This characteristic is due to the fact that reactance of the input capacitance becomes a significant factor in shunting the source resistance. It should be noted, however, that for values of source resistance very much greater than 1 megohm, the total noise voltage generated can be dominated by the thermal noise contributions of both the feedback and source resistors.

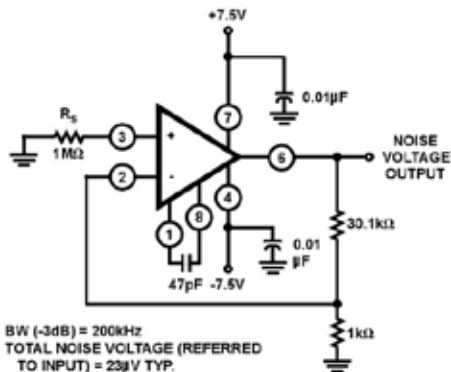


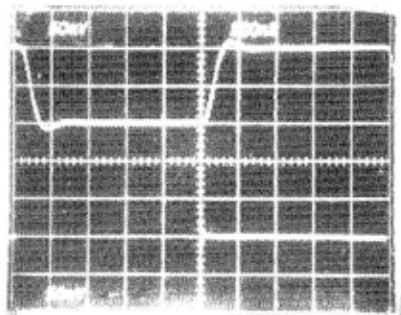
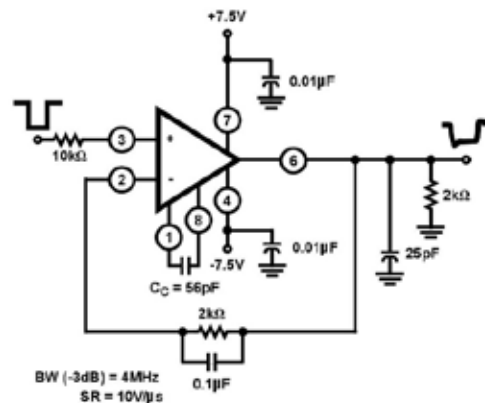
FIGURE 14. TEST-CIRCUIT AMPLIFIER (30-dB GAIN) USED FOR WIDEBAND NOISE MEASUREMENTS

### Typical Applications

#### Voltage Followers

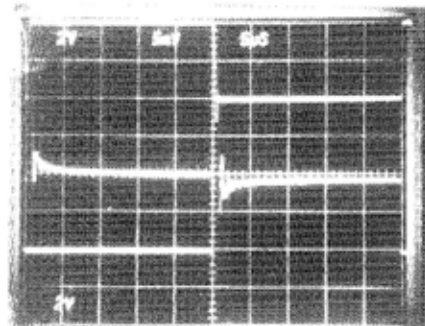
Operational amplifiers with very high input resistances, like the CA3130, are particularly suited to service as voltage followers. Figure 15 shows the circuit of a classical voltage follower, together with pertinent waveforms using the CA3130 in a split-supply configuration.

A voltage follower, operated from a single supply, is shown in Figure 16, together with related waveforms. This follower circuit is linear over a wide dynamic range, as illustrated by the reproduction of the output waveform in Figure 16A with input-signal ramping. The waveforms in Figure 16B show that the follower does not lose its input-to-output phase-sense, even though the input is being swung 7.5 volts below ground potential. This unique characteristic is an important attribute in both operational amplifier and comparator applications. Figure 16B also shows the manner in which the CMOS output stage permits the output signal to swing down to the negative supply-rail potential (i.e., ground in the case shown). The digital-to-analog converter (DAC) circuit, described in the following section, illustrates the practical use of the CA3130 in a single-supply voltage-follower application.



Top Trace: Output  
Bottom Trace: Input

(A) SMALL-SIGNAL RESPONSE (50mV/DIV. AND 200ns/DIV.)

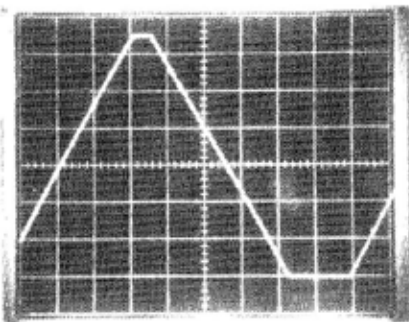
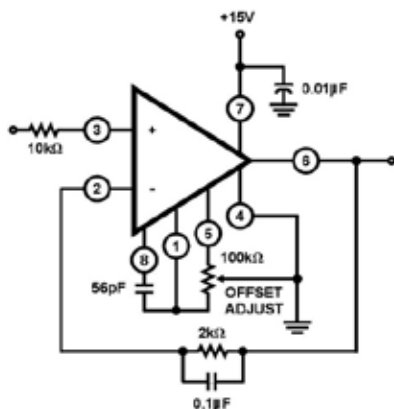


Top Trace: Output Signal (2V/DIV. and 5μs/DIV.)  
Center Trace: Difference Signal (5mV/DIV. and 5μs/DIV.)  
Bottom Trace: Input Signal (2V/DIV. and 5μs/DIV.)

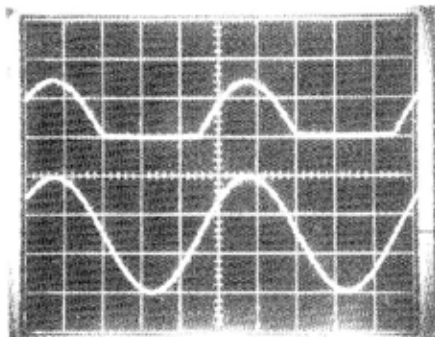
(B) INPUT-OUTPUT DIFFERENCE SIGNAL SHOWING SETTLING TIME (MEASUREMENT MADE WITH TEKTRONIX 7A13 DIFFERENTIAL AMPLIFIER)

FIGURE 15. SPLIT-SUPPLY VOLTAGE FOLLOWER WITH ASSOCIATED WAVEFORMS

## CA3130, CA3130A



(A) OUTPUT-WAVEFORM WITH INPUT-SIGNAL RAMPING (2V/DIV. AND 500μs/DIV.)



Top Trace: Output (5V/DIV. and 200μs/DIV.)  
Bottom Trace: Input Signal (5V/DIV. and 200μs/DIV.)

(B) OUTPUT WAVEFORM WITH GROUND-REFERENCE SINE-WAVE INPUT

FIGURE 16. SINGLE-SUPPLY VOLTAGE-FOLLOWER WITH ASSOCIATED WAVEFORMS. (e.g., FOR USE IN SINGLE-SUPPLY D/A CONVERTER; SEE FIGURE 9 IN AN6080)

### 9-Bit COS/MOS DAC

A typical circuit of a 9-bit Digital-to-Analog Converter (DAC)\* is shown in Figure 17. This system combines the concepts of multiple-switch CMOS IC's, a low-cost ladder network of discrete metal-oxide-film resistors, a CA3130 op-amp connected as a follower, and an inexpensive monolithic regulator in a simple single power-supply arrangement. An additional feature of the DAC is that it is readily interfaced with CMOS input logic, e.g., 10-volt logic levels are used in the circuit of Figure 17.

The circuit uses an R/2R voltage-ladder network, with the output potential obtained directly by terminating the ladder arms at either the positive or the negative power-supply terminal. Each CD4007A contains three "inverters", each "inverter" functioning as a single-pole double-throw switch to terminate an arm of the R/2R network at either the positive or negative power-supply terminal. The resistor ladder is an assembly of one percent tolerance metal-oxide film resistors. The five arms requiring the highest accuracy are assembled with series and parallel combinations of 806 000-ohm resistors from the same manufacturing lot.

A single 15-volt supply provides a positive bus for the CA3130 follower amplifier and feeds the CA3085 voltage regulator. A "scale-adjust" function is provided by the regulator output control, set to a nominal 10-volt level in this system. The line-voltage regulation (approximately 0.2%) permits a 9-bit accuracy to be maintained with variations of several volts in the supply. The flexibility afforded by the COS/MOS building blocks simplifies the design of DAC systems tailored to particular needs.

### Single-Supply, Absolute-Value, Ideal Full-Wave Rectifier

The absolute-value circuit using the CA3130 is shown in Figure 18. During positive excursions, the input signal is fed through the feedback network directly to the output. Simultaneously, the positive excursion of the input signal also drives the output terminal (No. 6) of the inverting amplifier in a negative-going excursion such that the 1N914 diode effectively disconnects the amplifier from the signal path. During a negative-going excursion of the input signal, the CA3130 functions as a normal inverting amplifier with a gain equal to  $-R_2/R_1$ . When the equality of the two equations shown in Figure 18 is satisfied, the full-wave output is symmetrical.

### Peak Detectors

Peak-detector circuits are easily implemented with the CA3130, as illustrated in Figure 19 for both the peak-positive and the peak-negative circuit. It should be noted that with large-signal inputs, the bandwidth of the peak-negative circuit is much less than that of the peak-positive circuit. The second stage of the CA3130 limits the bandwidth in this case. Negative-going output-signal excursion requires a positive-going signal excursion at the collector of transistor Q11, which is loaded by the intrinsic capacitance of the associated circuitry in this mode. On the other hand, during a negative-going signal excursion at the collector of Q11, the transistor functions in an active "pull-down" mode so that the intrinsic capacitance can be discharged more expeditiously.

### CA3130, CA3130A

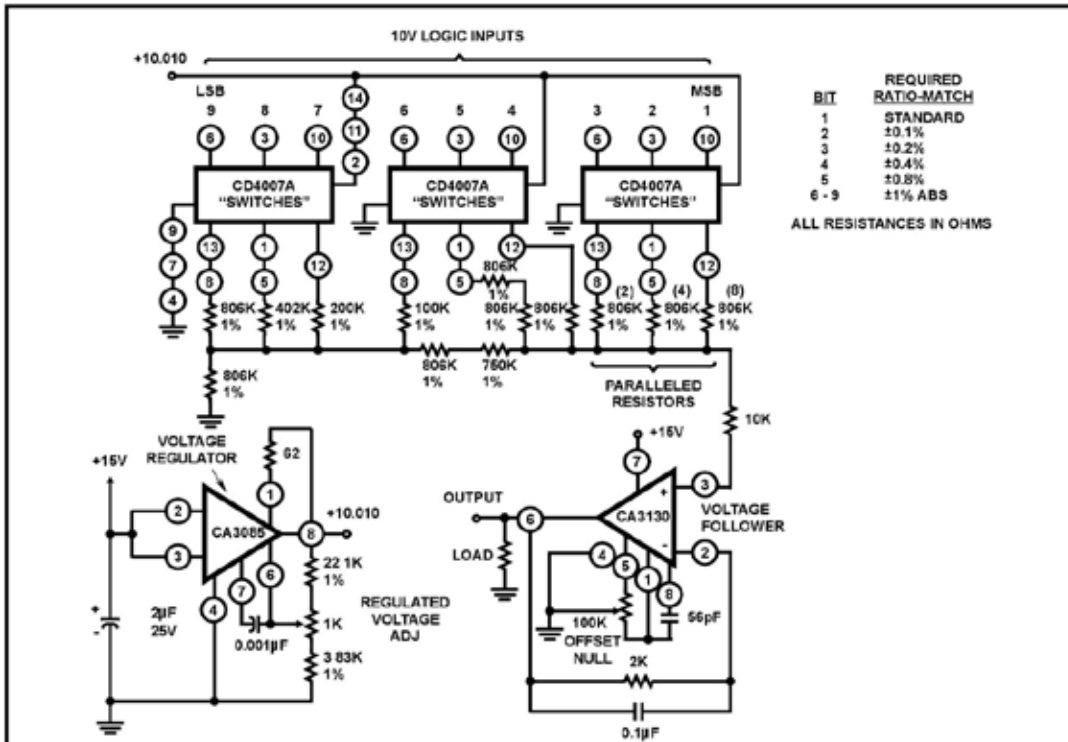
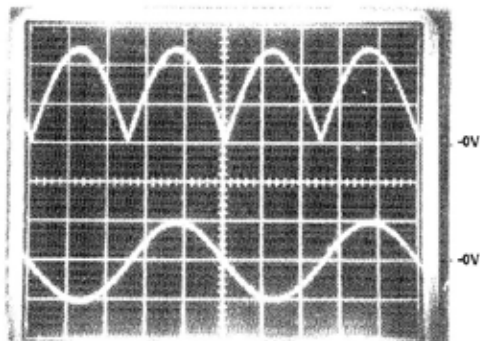
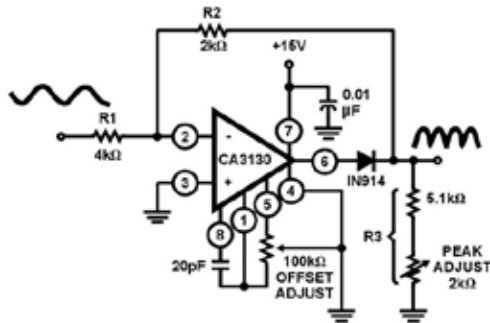


FIGURE 17. 18-9-BIT DAC USING CMOS DIGITAL SWITCHES AND CA3130



Top Trace: Output Signal (2V/div.)  
 Bottom Trace: Input Signal (10V/div.)  
 Time base on both traces: 0.2ms/div.

$$\text{Gain} = \frac{R_2}{R_1} = X = \frac{R_3}{R_1 + R_2 + R_3}$$

$$R_3 = R_1 \left[ \frac{X + X^2}{1 - X} \right]$$

$$\text{For } X = 0.5: \frac{2k\Omega}{4k\Omega} = \frac{R_2}{R_1}$$

$$R_3 = 4k\Omega \left[ \frac{0.75}{0.5} \right] = 6k\Omega$$

20Vp-p Input: BW(-3dB) = 230kHz, DC Output (Avg.) = 3.2V  
 1Vp-p Input: BW(-3dB) = 130kHz, DC Output (Avg.) = 160mV

FIGURE 18. SINGLE-SUPPLY, ABSOLUTE-VALUE, IDEAL FULL-WAVE RECTIFIER WITH ASSOCIATED WAVEFORMS

CA3130, CA3130A

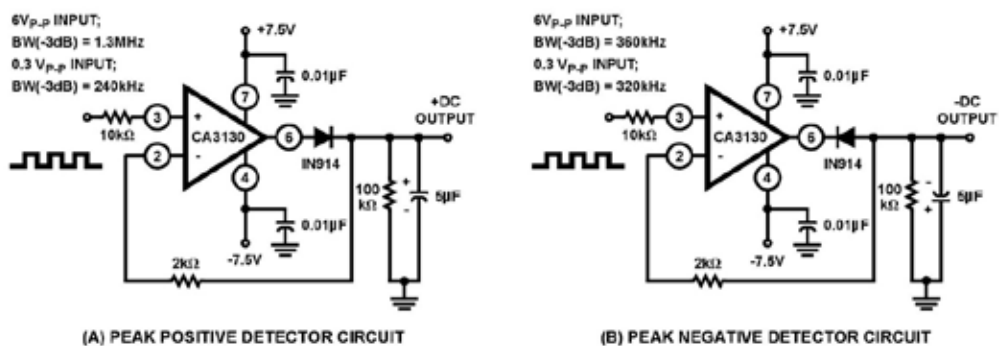


FIGURE 19. PEAK-DETECTOR CIRCUITS

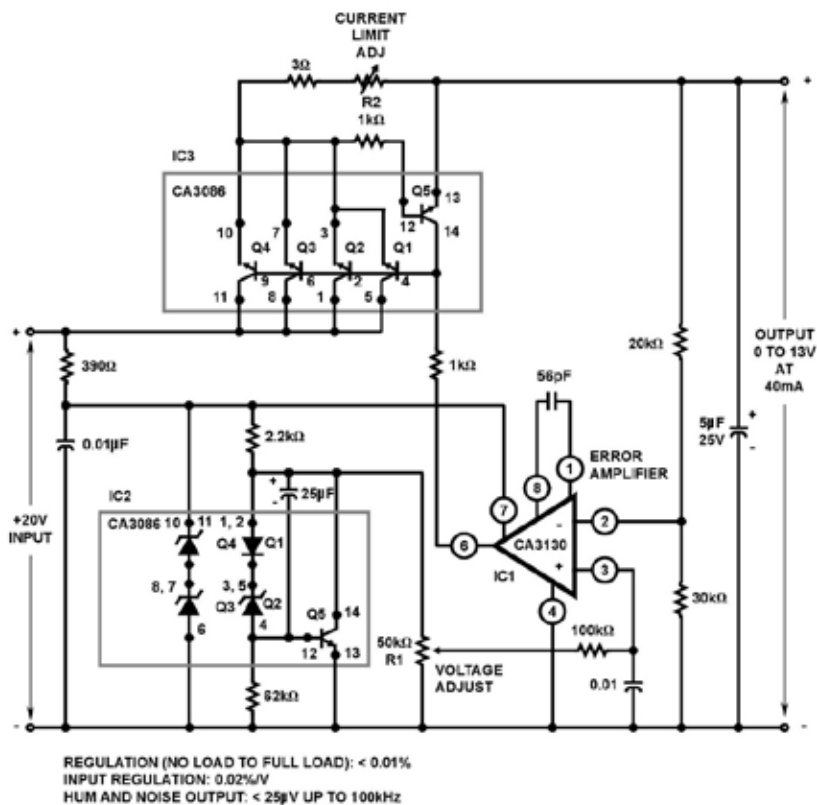
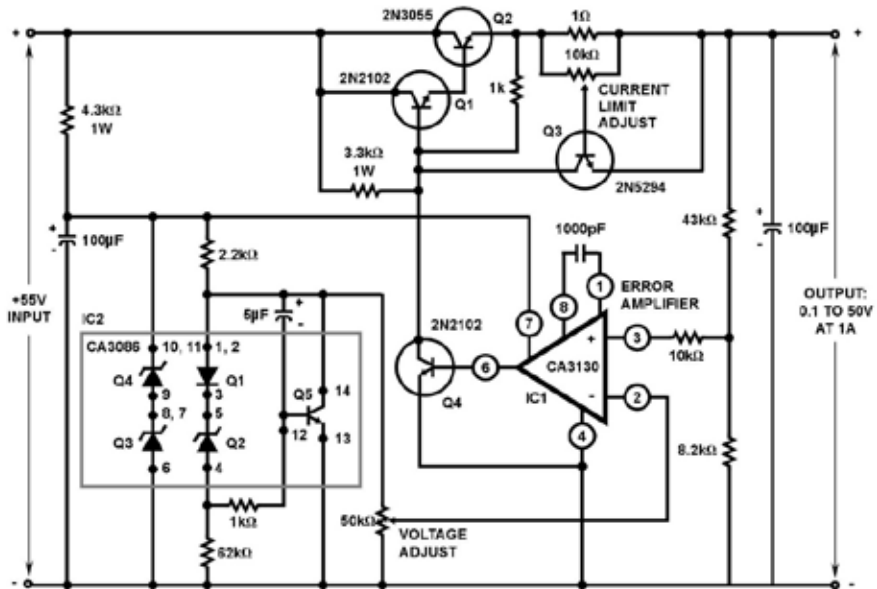


FIGURE 20. VOLTAGE REGULATOR CIRCUIT (0 TO 13V AT 40mA)

CA3130, CA3130A



REGULATION (NO LOAD TO FULL LOAD): < 0.005%  
 INPUT REGULATION: 0.01%/V  
 HUM AND NOISE OUTPUT: < 250µV RMS UP TO 100kHz

FIGURE 21. VOLTAGE REGULATOR CIRCUIT (0.1 TO 50V AT 1A)

## CA3130, CA3130A

### Error-Amplifier in Regulated-Power Supplies

The CA3130 is an ideal choice for error-amplifier service in regulated power supplies since it can function as an error-amplifier when the regulated output voltage is required to approach zero. Figure 20 shows the schematic diagram of a 40mA power supply capable of providing regulated output voltage by continuous adjustment over the range from 0 to 13 volts. Q3 and Q4 in IC2 (a CA3086 transistor-array IC) function as zeners to provide supply-voltage for the CA3130 comparator (IC1). Q1, Q2, and Q5 in IC2 are configured as a low impedance, temperature-compensated source of adjustable reference voltage for the error amplifier. Transistors Q1, Q2, Q3, and Q4 in IC3 (another CA3086 transistor-array IC) are connected in parallel as the series-pass element. Transistor Q5 in IC3 functions as a current-limiting device by diverting base drive from the series-pass transistors, in accordance with the adjustment of resistor R2.

Figure 21 contains the schematic diagram of a regulated power-supply capable of providing regulated output voltage by continuous adjustment over the range from 0.1 to 50 volts and currents up to 1 ampere. The error amplifier (IC1) and circuitry associated with IC2 function as previously described, although the output of IC1 is boosted by a discrete transistor (Q4) to provide adequate base drive for the Darlington-connected series-pass transistors Q1, Q2. Transistor Q3 functions in the previously described current-limiting circuit.

### Multivibrators

The exceptionally high input resistance presented by the CA3130 is an attractive feature for multivibrator circuit design because it permits the use of timing circuits with high R/C ratios. The circuit diagram of a pulse generator (astable multivibrator), with provisions for independent control of the "on" and "off" periods, is shown in Figure 22. Resistors R1 and R2 are used to bias the CA3130 to the mid-point of the supply-voltage and R3 is the feedback resistor. The pulse repetition rate is selected by positioning S1 to the desired position and the rate remains essentially constant when the resistors which determine "on-period" and "off-period" are adjusted.

### Function Generator

Figure 23 contains a schematic diagram of a function generator using the CA3130 in the integrator and threshold detector functions. This circuit generates a triangular or square-wave output that can be swept over a 1,000,000:1 range (0.1 Hz to 100 kHz) by means of a single control, R1. A voltage-control input is also available for remote sweep-control.

The heart of the frequency-determining system is an operational-transconductance-amplifier (OTA)\*, IC1, operated as a voltage-controlled current-source. The output,  $I_O$ , is a current applied directly to the integrating capacitor, C1, in the feedback loop of the integrator IC2, using a CA3130, to provide the triangular-wave output. Potentiometer R2 is used to adjust the circuit for slope symmetry of positive-going and negative-going signal excursions.

Another CA3130, IC3, is used as a controlled switch to set the excursion limits of the triangular output from the integrator circuit. Capacitor C2 is a "peaking adjustment" to optimize the high-frequency square-wave performance of the circuit.

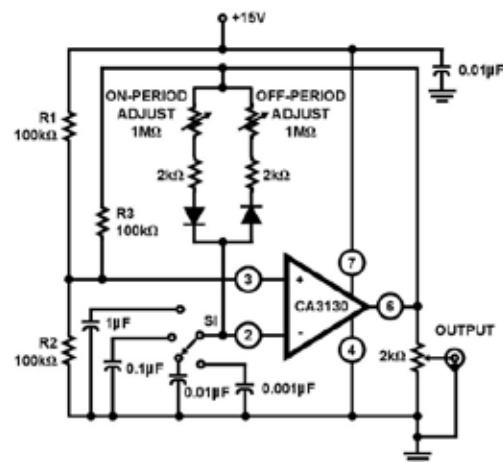
Potentiometer R3 is adjustable to perfect the "amplitude symmetry" of the square-wave output signals. Output from the threshold detector is fed back via resistor R4 to the input of IC1 so as to toggle the current source from plus to minus in generating the linear triangular wave.

### Operation with Output-Stage Power-Booster

The current-sourcing and-sinking capability of the CA3130 output stage is easily supplemented to provide power-boost capability. In the circuit of Figure 24, three CMOS transistor-pairs in a single CA3500E\* IC array are shown parallel connected with the output stage in the CA3130. In the Class A mode of CA3600E shown, a typical device consumes 20 mA of supply current at 15V operation. This arrangement boosts the current-handling capability of the CA3130 output stage by about 2.5X.

The amplifier circuit in Figure 24 employs feedback to establish a closed-loop gain of 48 dB. The typical large-signal bandwidth (-3dB) is 50 kHz.

\* See File Number 619 for technical information.



FREQUENCY RANGE:

POSITION OF S1	PULSE PERIOD
0.001μF	4μs to 1ms
0.01μF	40μs to 10ms
0.1μF	0.4μs to 100ms
1μF	4μs to 1s

FIGURE 22. PULSE GENERATOR (ASTABLE MULTIVIBRATOR) WITH PROVISIONS FOR INDEPENDENT CONTROL OF "ON" AND "OFF" PERIODS.

### CA3130, CA3130A

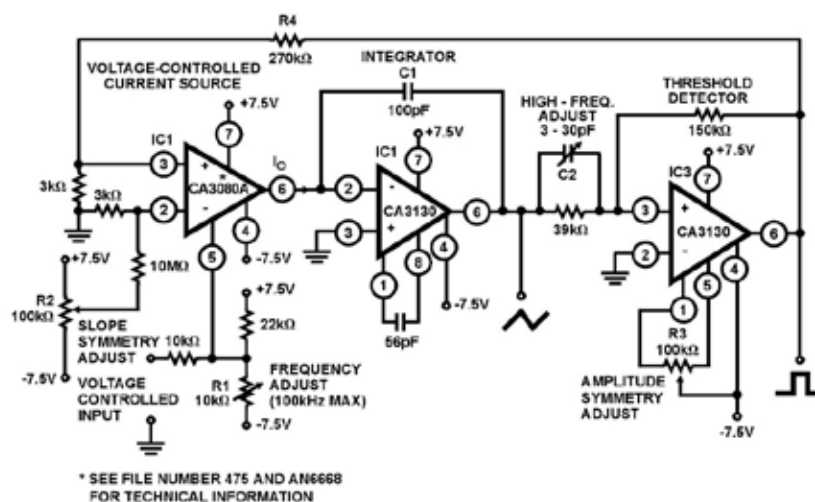


FIGURE 23. FUNCTION GENERATOR (FREQUENCY CAN BE VARIED 1,000,000/1 WITH A SINGLE CONTROL).

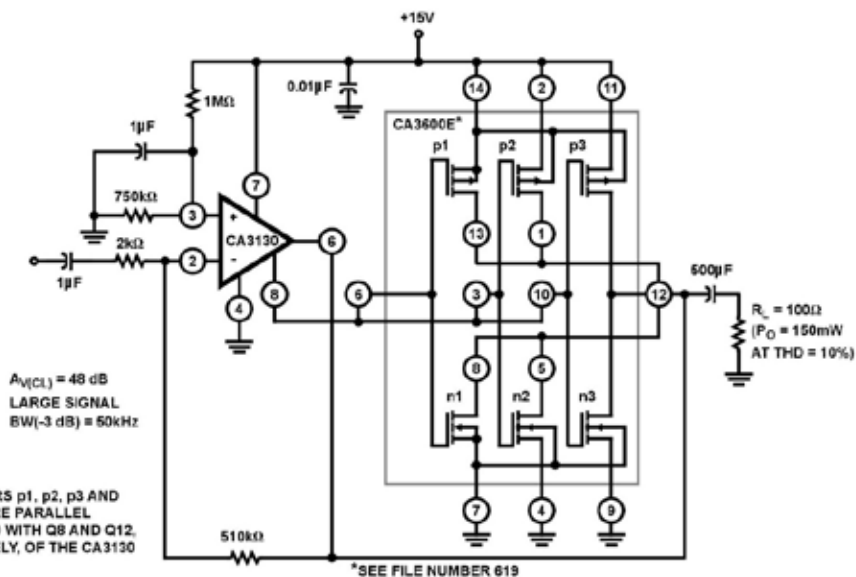


FIGURE 24. CMOS TRANSISTOR ARRAY (CA3600E) CONNECTED AS POWER BOOSTER IN THE OUTPUT STAGE OF THE CA3130.

