

DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

OPCIÓN I.- TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

**“DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO
DE TEMPERATURA, PH Y COLORIMETRÍA COMO
HERRAMIENTA DE SEGUIMIENTO A
PACIENTES DIABÉTICOS”.**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
**MAESTRO EN INGENIERÍA
ELECTRÓNICA**

PRESENTA:

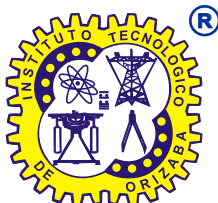
Ing. Luis Cortez Calderón

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Rubén Posada Gómez

CODIRECTOR DE TESIS:

M. I. José Pastor Rodríguez Jarquin



FECHA: 16/04/2018
DEPENDENCIA: POSGRADO
ASUNTO: Autorización de Impresión
OPCIÓN: I

C. LUIS CORTEZ CALDERON
CANDIDATO A GRADO DE MAESTRO EN:
INGENIERIA ELECTRONICA

De acuerdo con el Reglamento de Titulación vigente de los Centros de Enseñanza Técnica Superior, dependiente de la Dirección General de Institutos Tecnológicos de la Secretaría de Educación Pública y habiendo cumplido con todas las indicaciones que la Comisión Revisora le hizo respecto a su Trabajo Profesional titulado:

"DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO DE TEMPERATURA, PH Y COLORIMETRIA COMO HERRAMIENTA DE SEGUIMIENTO A PACIENTES DIABETICOS".

Comunico a Usted que este Departamento concede su autorización para que proceda a la impresión del mismo.

A T E N T A M E N T E


RUBEN POSADA GOMEZ

JEFE DE LA DIV. DE ESTUDIOS DE POSGRADO

C.A. TITULACION



SECRETARIA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA
INSTITUTO
TECNOLÓGICO
DE ORIZABA

ggc





FECHA : 16/02/2018

ASUNTO: Revisión de Trabajo Escrito

C. RUBEN POSADA GOMEZ

JEFE DE LA DIVISION DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACION.
P R E S E N T E

Los que suscriben, miembros del jurado, han realizado la revisión de la Tesis del (la) C. :

LUIS CORTEZ CALDERON

la cual lleva el título de:

"DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA EL MONITOREO DE TEMPERATURA, PH Y COLORIMETRIA COMO HERRAMIENTA DE SEGUIMIENTO A PACIENTES DIABETICOS".

Y concluyen que se acepta.

A T E N T A M E N T E

PRESIDENTE : DR. RUBEN POSADA GOMEZ

FIRMA

SECRETARIO : M. I. JOSE PASTOR RODRIGUEZ JARQUIN

FIRMA

VOCAL : DR. ALBINO MARTINEZ SIBAJA

FIRMA

VOCAL SUP. : DR. JOSE DE JESUS AGUSTIN FLORES

FIRMA

EGRESADO(A) DE LA MAESTRIA EN **INGENIERIA ELECTRONICA**

OPCION: I **Tesis**



AGRADECIMIENTOS

En este apartado quiero expresar mis más profundos y sinceros agradecimientos a todos y a todas aquellas personas que me apoyaron incondicionalmente para terminar de manera exitosa la Maestría en Ingeniería Electrónica. Comenzando por la DEPI (División de Estudios de Posgrado e Investigación), la cual forma parte de esta gran y honorable casa de estudios, que es el Instituto Tecnológico de Orizaba, por haberme dado la oportunidad de pertenecer a su distinguida comunidad de estudiantes y de investigadores, muchas gracias ITO y DEPI.

Al mismo tiempo quiero agradecer a la Maestría en Ingeniería Electrónica, en especial al departamento administrativo dirigido por la maestra Blanca Estela Gonzales. Por haberme apoyado, asesorado, guiado y proporcionado el seguimiento adecuado para poder aplicar correctamente en el Instituto Tecnológico de Orizaba, así como para ser beneficiario de los programas de maestría del CONACYT, muchas gracias maestra Blanca.

De igual manera quiero expresar mi más sincero y gran agradecimiento al CONACYT (Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología), por haberme dado la oportunidad de estudiar una maestría reconocida por el PNPC y por haber sido becario de uno de sus programas de posgrado. Además por haberme permitió integrarme a esta gran comunidad de investigadores, los cuales forman parte de esta magna y distinguida institución que promueve el desarrollo científico y tecnológico del país por medio de la investigación, muchas gracias CONACYT.

Por otra parte quiero extender un gran agradecimiento a mi asesor, el Dr. Rubén Posada Gómez, por haberme guiado, asesorado, apoyado, exigido y enseñado como es el verdadero camino de un investigador, el cual dio como resultado la culminación final del proyecto que comenzamos juntos. Muchísimas gracias doctor por ser un gran mentor y amigo, y por permitirme formar parte de su familia de investigadores, así como por todos sus

conocimientos, consejos, regaños y enseñanzas transmitidas. También quiero agradecer profundamente a mi co-asesor el Dr. José Pastor Jarquin por haberme apoyado en momentos difíciles que pase durante la maestría, por darme consejos, retroalimentaciones, ideas y por guiarme en el camino correcto para terminar la tesis y el proyecto en tiempo y forma. Muchas gracias doctor por su apoyo incondicional.

También quiero agradecer a todos mis profesores que tuve a lo largo de estos dos años de la maestría, los cuales me impartieron, enseñaron y transmitieron nuevos conceptos y conocimientos que nunca creí posible que existieran. Sé que el camino fue duro y difícil pero también fue muy provechoso y fructífero, muchas gracias doctores por su paciencia y por todas sus enseñanzas y conocimientos compartidos.

De esta misma forma quiero agradecer a mis compañeros de clase, por haberme apoyado y acompañado a lo largo de esta travesía llamada maestría. Que aunque fue una etapa nueva, difícil y pesada para mí, siempre estuvieron en los momentos buenos y malos, así como en los divertidos y difíciles, gracias chavos por todo su apoyo, conocimientos, enseñanzas y momentos que vivimos juntos.

A la par quiere agradecer infinitamente a toda mi familia, a mis papas, hermanos, cuñada, sobrinos y sobrinas que siempre me apoyaron en todas y cada una de las decisiones y acciones que he tomado. Muchas gracias familia por motivarme, animarme, apoyarme y exigirme seguir adelante a pesar de las circunstancias adversas.

Y para finalizar quiero extender un gran y especial agradecimiento a mi novia Guadalupe Pérez Pérez. (Lupita) por motivarme a seguir adelante. Gracias mi amor por siempre estar conmigo, por apoyarme, animarme y exigirme seguir echándole ganas. Sé que el camino fue difícil para ambos, pero esto es un beneficio para los dos, gracias mi vida por todo, sin ti no hubiera podido lograrlo, esto va para los dos corazón.

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN

Introducción.....	2
Problemática.....	4
Hipótesis.....	6
Metodología.....	6
Objetivos.....	12
ObjetivoGeneral.....	12
Objetivos Específicos.....	12
Alcances y Limitaciones.....	13
Alcances.....	13
Limitaciones.....	14
Descripción del Proyecto.....	14

CAPÍTULO I

1. Justificación.....	18
1.1 Estado del Arte.....	19
1.2 Estado del Campo.....	43

CAPÍTULO II

2. Marco Teórico.....	53
2.1 Sangre.....	53
2.2 Glucosa.....	57
2.3 Diabetes.....	59
2.3.1 Insulina.....	61
2.3.2 Glucagón.....	62
2.3.3 Técnicas y Parámetros para Identificar a una Persona Diabética.....	64
2.4 Diabetes Tipo 1.....	66
2.5 Diabetes Tipo 2.....	67
2.6 Diabetes Gestacional (GDM).....	68
2.7 Monitoreo de Glucosa.....	71
2.8 Sensor.....	73
2.9 Sensores de Glucosa.....	74
2.10 Telemedicina.....	74
2.11 pH.....	75
2.11.1 pH de la Saliva.....	77
2.12 Color.....	78

CAPITULO III

3. Desarrollo Teórico.....	82
3.1 Diseño.....	82
3.1.1 Diseño de Tarjetas Electrónicas (PCB'S)	83
3.1.1.1 Diseño de Fuente de Voltaje.....	83
3.1.1.2 Diseño de Tarjeta Electrónica para Micro-controladores y Sensores.....	88
3.1.2 Diseño de Piezas Mecánicas.....	92
3.1.2.1 Diseño de Contenedor para Electrodo de pH.....	92
3.1.2.2 Diseño del Contenedor del Proyecto en General.....	94
3.2 Simulación.....	100
3.2.1 Creación de Diagramas de Flujo para Programas Finales de Arduino y LabView 2014®	100

CAPITULO IV

4. Desarrollo Experimental.....	106
4.1 Construcción del Proyecto.....	106
4.1.1 Construcción y Fabricación de PCB's.....	106
4.1.2 Construcción y Fabricación de Piezas Mecánicas.....	114
4.2 Pruebas Experimentales por Módulos.....	117
4.3 Integración.....	136
4.4 Experimentos Finales.....	148
4.4.1 Resultados de los Experimentos Finales Usando el Sistema de Monitoreo de Variables.....	150
4.4.2 Experimentos Previos – Cuantificación de los Niveles de Glucosa en Pacientes Diabéticos por Medios Invasivos.....	159
4.5 Análisis de Resultados.....	167

CONCLUSIONES

Conclusiones.....	182
Trabajos Futuros.....	185

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	187
--	------------

EVIDENCIAS DE PRODUCTOS GENERADOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Metodología del proyecto.....	7
Figura 2 Tecnologías bajo desarrollo para sensores de glucosa. MIR, luz infrarroja media, NIR, luz infrarroja cercana [9].....	27
Figura 3 Cuadrícula de error de Clarke [9]	30
Figura 4 Cuadrícula de error de Conceso [9].....	32
Figura 5 Composición de una tira reactiva [57].....	39
Figura 6 Producción y acción de la insulina [26].....	63
Figura 7 Descripción gráfica de los diferentes tipos de diabetes [26]®.....	70
Figura 8 Diagrama a bloques de la metodología para el diseño de la fuente...	85
Figura 9 Diagrama esquemático de la fuente de alimentación realizada en Eagle 7.6.0®.....	86
Figura 10 Diagrama del trazado de pistas y pads de cobre, realizado en Eagle 7.6.0®.....	87
Figura 11 Diagrama a bloques de la metodología para el diseño de la tarjeta Electrónica.....	89
Figura 12 Diagrama esquemático de la tarjeta electrónica final, realizada en Eagle 7.6.0®.....	90
Figura 13 Diagrama board del trazado de pistas y pads de cobre, realizado en Eagle 7.6.0®.....	91
Figura 14 Base para electrodo diseñada y manufacturada en SolidWorks 2014® y Robo3D®.....	93
Figura 15 Diagrama a bloques de la metodología para la construcción del contenedor.....	95
Figura 16 Layout de todos los elementos que componen al contenedor.....	96
Figura 17 Diseño del contenedor realizado en el software de SolidWorks 2014®.....	97
Figura 18 Representación de las seis piezas de mica cortadas para formar el contenedor.....	99
Figura 19 Diagrama de flujo para la programación final de Arduino.....	101
Figura 20 Diagrama de flujo para la programación final de LabView 2014®.....	103
Figura 21 Metodología para la manufactura de la fuente de alimentación.....	108
Figura 22 Máscara de componentes de la fuente de alimentación.....	109
Figura 23 Pistas de cobre a transferir hacia la placa fenólica.....	109

Figura 24 Fuente de alimentación culminada.....	110
Figura 25 Metodología para la manufactura de la tarjeta electrónica final.....	111
Figura 26 Máscara de componentes de la tarjeta electrónica final.....	112
Figura 27 Pistas de cobre a transferir hacia la placa fenólica.....	113
Figura 28 Tarjeta electrónica finalizada.....	114
Figura 29 Fabricación de la base para electrodo de pH por medio de la manufactura aditiva.....	115
Figura 30 Culminación de la manufactura del contenedor e integración de todas las piezas mecánicas y electrónicas.....	116
Figura 31 Diagrama de conexión Arduino – LM35.....	119
Figura 32 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al sensor de temperatura.....	119
Figura 33 Diagrama de conexión Arduino – SKU: SEN0161.....	121
Figura 34 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al sensor de pH.....	123
Figura 35 Diagrama de conexión Arduino – TCS3200.....	125
Figura 36 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al sensor de color.....	126
Figura 37 Diagrama de conexión Arduino – bluetooth HC-05.....	128
Figura 38 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al bluetooth.....	129
Figura 39 Programación de la primera aplicación móvil en App Inventor®.....	130
Figura 40 Interfaz visual de la aplicación culminada.....	131
Figura 41 Prueba y funcionamiento de la aplicación para el monitoreo de variables.....	132
Figura 42 Programación de la segunda aplicación móvil en App Inventor®....	133
Figura 43 Interfaz visual de la aplicación dos culminada.....	134
Figura 44 Prueba y funcionamiento de la aplicación para el registro de datos.....	135
Figura 45 Programación final de la etapa de adquisición y procesamiento de datos para LabView 2014®.....	137
Figura 46 Culminación del diseño de la interfaz gráfica.....	138
Figura 47 Culminación de la fase de programación de la interfaz gráfica.....	139
Figura 48 Funcionamiento de la interfaz gráfica para el monitoreo y almacenamiento de datos.....	140
Figura 49 Programación final de la etapa de adquisición y procesamiento de datos para la aplicación en App Inventor®.....	141
Figura 50 Programación en App Inventor® para establecer comunicación bluetooth con la etapa de Arduino.....	142
Figura 51 Programación en App Inventor® para recibir, separar, procesar, y mostrar los datos de los sensores.....	143

Figura 52 Programación en App Inventor® para actualizar los valores de cada sensor..... 144

Figura 53 Entorno gráfico culminado para la aplicación móvil de monitoreo..... 144

Figura 54 Culminación y funcionamiento de la aplicación móvil para el monitoreo de variables físicas y químicas..... 146

Figura 55 Conexión final de todos los dispositivos y circuitos electrónicos que conforman al proyecto en su totalidad..... 147

Figura 56 Integración total de las piezas mecánicas y electrónicas del proyecto final..... 148

Figura 57 Metodología para la recolección y análisis de variables en pacientes diabéticos..... 151

Figura 58 Forma de almacenamiento de los valores de los sensores en Excel..... 152

Figura 59 Creación del historial clínico y generación de los registros de información de las muestras recolectadas por el sistema de monitoreo..... 154

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Estado del campo de los dispositivos basados en el monitoreo de glucosa.....	43
Tabla 2 Descripción de las células sanguíneas.....	54
Tabla 3 Relación de sensores y dispositivos a alimentar por la fuente de energía.....	84
Tabla 4 Características del sensor de temperatura LM35.....	118
Tabla 5 Características del sensor de pH SKU: SEN0161.....	120
Tabla 6 Características del electrodo E201-BNC.....	122
Tabla 7 Características del sensor de color TCS3200.....	124
Tabla 8 Características del bluetooth HC-05.....	127
Tabla 9 Concentración de los valores promediados de temperatura, pH, color y glucosa.....	153
Tabla 10 Información concentrada del primer paciente analizado a lo largo de 40 días.....	155

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 1 Índice de personas diabéticas en el mundo según la FID [26].....	66
Gráfica 2 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Febrero 2017.....	160
Gráfica 3 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Marzo 2017.....	161
Gráfica 4 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Abril 2017.....	162
Gráfica 5 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Mayo 2017.....	162
Gráfica 6 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Junio 2017.....	163
Gráfica 7 Variación de la concentración de glucosa en pacientes – Julio 2017.....	163
Gráfica 8 Curva característica de la hipoglucemia.....	165
Gráfica 9 Curva característica de los niveles normales de glucosa.....	165
Gráfica 10 Curva característica de la hiperglucemia.....	166
Gráfica 11 Temperatura corporal final del primer paciente analizado.....	167
Gráfica 12 pH de la saliva final del primer paciente analizado.....	168
Gráfica 13 Intensidad de color final del dedo índice del primer paciente analizado.....	169
Gráfica 14 Niveles de glucosa finales del primer paciente analizado con Accu-Chek Active®.....	170
Gráfica 15 Temperatura final en ayunas vs temperatura final después de comer.....	171
Gráfica 16 pH final en ayunas vs pH final después de comer.....	172
Gráfica 17 Intensidad de color final en ayunas vs intensidad de color final después de comer.....	173
Gráfica 18 Glucosa final en ayunas vs glucosa final después de comer.....	174
Gráfica 19 Temperatura vs glucosa en ayunas.....	175
Gráfica 20 Temperatura vs glucosa después de comer.....	176
Gráfica 21 pH vs glucosa en ayunas.....	177
Gráfica 22 pH vs glucosa después de comer.....	178
Gráfica 23 Color vs glucosa en ayunas.....	179
Gráfica 24 Color vs glucosa después de comer.....	180

INTRODUCCIÓN

- **INTRODUCCIÓN**

El siguiente trabajo de investigación aborda el desarrollo de un sistema de monitoreo de variables físicas y químicas en pacientes diabéticos. Dichas variables a monitorizar están compuestas por la temperatura corporal, el pH de la saliva, el color del dedo y el resultado de la concentración de la glucosa del paciente analizado, esta última obtenida de manera manual e invasiva a través de un glucómetro convencional.

Estos datos serán recolectados a través de una interfaz gráfica creada en LabView, la cual tiene la habilidad de mostrar y almacenar los datos provenientes de una etapa de sensores, los cuales son manipulados por una fase de adquisición y procesamiento de datos por medio de un micro-controlador. Que a su vez son monitoreados remotamente a través de una aplicación para teléfonos inteligentes.

Esto tiene la finalidad de crear un registro de datos personalizado que apoye al seguimiento de los niveles de glucosa de las personas con diabetes, para así llevar un control de estas variables y el médico de cabecera pueda dar un tratamiento oportuno a este padecimiento, para que de este modo se pueda salvaguardar la integridad física de los pacientes diabéticos.

Puesto que la diabetes es un enfermedad crónica degenerativa de impacto mundial que afecta desde niños hasta adultos de edad avanzada. Así como este padecimiento hasta este momento es incurable, por lo cual solo es controlable con medicamentos, una dieta balanceada libre de azúcar y el seguimiento de los niveles de glucosa en la sangre. Lo cual implica la implementación de diferentes técnicas, métodos o sistemas para el control de esta enfermedad a través de la monitorización de la concentración de glucosa de las personas afectadas.

Las técnicas, métodos y sistemas para llevar a cabo esta encomienda son variados y muy amplios, desde procesos “in-vivo” e “in-vitro” hasta continuos y discontinuos. Estos últimos dos se pueden sub-clasificar en métodos invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos, los cuales a su vez contienen diferentes principios físicos y químicos para la cuantificación de glucosa en la sangre de una persona con diabetes. Dichos principios son aprovechados por sistemas integrados que se dedican a monitorear la variación de los niveles de azúcar en la sangre de manera periódica.

Por tal motivo se aprovecharon las ventajas del dispositivo más convencional, fácil, rápido, accesible y el más empleado por las personas con este padecimiento y por el personal médico de cualquier institución de salud para la medición de glucosa. El cuál es el glucómetro, este emplea una técnica invasiva, manual y discontinua que apoya con la creación de un registro de datos para el seguimiento de la concentración de azúcar en la sangre. Dicho registro será complementado por los datos emanados del sistema de monitoreo de variables físicas y químicas. Cabe mencionar que cuando se hace mención del termino discontinuo, se da a entender que el proceso de monitoreo de glucosa es ejecutado cuando el paciente quiere hacerlo, teniendo problemas con la implementación de un monitoreo continuo.

Por dicha razón para la implementación de este proyecto se realizó una sinergia entre procesos continuos y discontinuos para la creación de un registro de datos personalizado. El cual consta de la unión del proceso discontinuo invasivo para la cuantificación de glucosa y la medición continua de las variables físicas y químicas monitoreadas a través de la interfaz gráfica en LabView. Gracias a esta monitorización final continúa de todas estas variables, las cuales deben de estar en determinadas condiciones y horarios establecidos, se puede tener un seguimiento constante para determinar las variaciones de glucosa con respecto a las variables de temperatura, pH y color.

- **PROBLEMÁTICA**

Como se sabe en nuestro país, así como el resto del mundo entero pasa por una serie de enfermedades desencadenadas por los malos hábitos alimenticios y por el estrés que afecta a las personas en su vida diaria, así como por el alto consumo desenfrenado de productos procesados que se vive en la actualidad.

Este tipo de comportamientos y malos hábitos hacen que se generen o se desaten una serie de enfermedades que afecta a la salud de las personas que se ven bajo el dominio o influencia de ellos. Provocando que a corta edad los afectados sufran o padezcan alguna de las siguientes enfermedades: obesidad, presión arterial alta, diabetes, cáncer, gastritis, entre otros trastornos médicos más.

Cabe resaltar que la mayoría de las enfermedades antes enlistadas son crónicas degenerativas, lo cual indica que a través del tiempo si no se controlan o se les da el tratamiento adecuado pueden llegar a ser mortales. Como es el caso de la diabetes, que es una enfermedad muy popular y de gran impacto hacia la salud de las personas, la cual afecta a un poco más de 10 millones de mexicanos [2], en especial a niños, jóvenes, adultos de edad media y avanzada.

Básicamente esta enfermedad se caracteriza por una alta, baja o nula producción de insulina en el páncreas, que se traduce al cuerpo humano como un descontrol en la generación o en el aprovechamiento de la glucosa en la sangre. Provocando con esto que varíe drásticamente los niveles de azúcar, los cuales afectan gravemente a órganos vitales del cuerpo. Ya que conforme avanza dicha enfermedad, el cuerpo se vuelve más susceptible a cualquier daño, descuido o enfermedad externa. Dando como consecuencia en el peor de los casos la muerte prematura de las personas que la padecen, dichas defunciones representan el 13.6% de las muertes en general de México [2].

Por tal motivo existen y se desarrollan nuevas técnicas o métodos variados para la medición de glucemia, los cuales son de tipo invasivos, mínimamente invasivos, o no invasivos [9,50,53]. Estos se caracterizan por ser capaces de cuantificar y monitorear la concentración de glucosa en la sangre de una persona diabética de forma eficaz, para dar un tratamiento oportuno y efectivo. Tal es el caso de los métodos no invasivos, que ofrecen una nueva alternativa a los pacientes con esta enfermedad, sin embargo cabe mencionar que la mayoría de las veces por su accesibilidad y precio de estos métodos antes mencionados, se prefiere aplicar técnicas denominadas invasivas para la cuantificación de glucemia en la sangre.

Dichas técnicas antes mencionadas consisten en utilizar métodos in-vitro o in-vivo para cuantificar la concentración de glucemia, un ejemplo clásico de un proceso in-vitro son los análisis de laboratorio. Por otra parte existen los métodos in-vivo, los cuales se caracterizan por aplicar una prueba al instante, para determinar la concentración de glucosa de una manera fácil y rápida aunque ligeramente errónea, puesto que se utilizan glucómetros. Los cuales son dispositivos capaces de determinar la concentración promedio de glucosa por medio de una serie de tiras reactivas y lancetas, a través de un proceso electroquímico u óptico.

El proceso de análisis se realiza a través de las lancetas, las cuales se usan para pinchar el dedo del paciente, en donde se recolecta una muestra de sangre, que posteriormente se coloca sobre una tira reactiva y se procede a analizar con el glucómetro, el cual al paso de unos segundos muestra la concentración promedio de azúcar en su sangre, siendo esta una técnica económica y accesible a los pacientes diabéticos, aunque por otra parte esta llega a ser dolorosa.

Cabe mencionar que la técnica antes descrita, es la más usada por doctores y pacientes para el monitoreo o auto-monitoreo de sus niveles de glucosa. Pero es importante resaltar que esta técnica llega a ser peligrosa, dolorosa e insegura para

los pacientes diabéticos con un estado avanzado de esta enfermedad, ya que el pinchazo que se le aplica sobre el dedo abre una cierta porción del tejido de la piel, el cual puede llegar a convertirse en un problema de salud si se llega a infectar, o si no llega a cerrarse en su totalidad la herida. Provocando con esto una amputación de sus extremidades del paciente o inclusive su muerte, puesto que una persona diabética le es difícil sanar sus propias heridas, en comparación de como lo hace una persona saludable.

Por dicha razón el proyecto que se va a realizar gira entorno a la siguiente pregunta o problemática ¿Cómo crear un sistema de monitoreo de temperatura, pH y color que sirva como herramienta de seguimiento de los niveles de glucosa de las personas diabéticas, para un tratamiento oportuno y eficaz de esta enfermedad?

- **HIPÓTESIS**

Mediante la implementación de sensores analógicos y digitales para la medición de variables como temperatura, pH y color del dedo humano, es posible desarrollar un sistema que sirva como herramienta de seguimiento para el monitoreo de la glucemia en pacientes diabéticos.

- **METODOLOGÍA**

A continuación se procederá a describir la metodología empleada para esta encomienda, la cual va apoyar a alcanzar los objetivos específicos propuestos, ya que la correcta definición y enfoque de cada uno, ayudará enormemente a alcanzar el objetivo general. Y como resultado final se verá reflejada la realización y culminación de este proyecto.

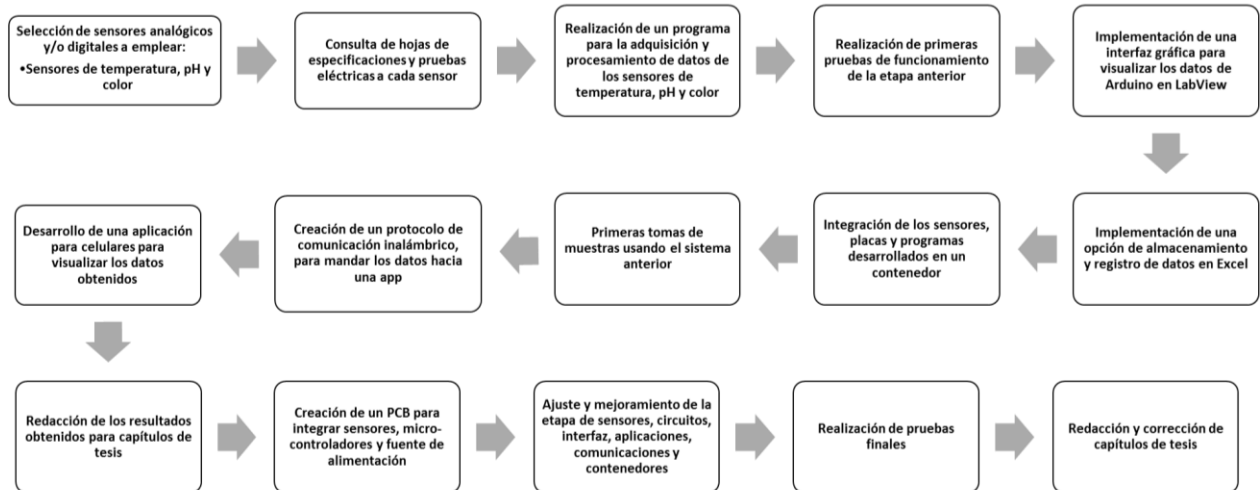


Figura 1 Metodología del proyecto

Como podemos observar en la Figura 1, se muestra la metodología general de todo el proyecto, básicamente estos son los pasos a seguir para cumplir cada uno de los objetivos específicos así como el general. Para así tener una mejor noción de que se va a realizar en cada apartado, a continuación se procederá a explicar cada sección.

El primero de ellos es la selección de los sensores analógicos y digitales a emplear, los cuales van a tener la función de recolectar los datos de las variables físicas y químicas del cuerpo humano a analizar. Para ello se van a implementar los sensores de temperatura LM35, el de pH SKU: SEN0161 y el de color TCS3200 como principales dispositivos para cuantificar las magnitudes recolectadas, por medio de una etapa de procesamiento de información.

La segunda actividad a realizar es la consulta de las hojas de datos de cada sensor, esta tiene como finalidad conocer su rango de operación, niveles de alimentación, conexiones eléctricas, características, ventajas y desventajas, pero la más importante corroborar que el sensor cumpla fielmente con sus especificaciones

escritas en su datasheet. Por tal motivo se van a hacer breves pruebas eléctricas con el fin de identificar que sus parámetros de salida sean los más exactos posibles a los establecidos en sus especificaciones, así como verificar que estos dispositivos trabajen adecuadamente.

Una vez hecho lo anterior junto con la información recopilada, se va a llevar a cabo la tercera actividad, la cual consiste en crear una serie de programas enfocados a habilitar cada sensor, utilizando para ello un entorno de desarrollo para la adquisición y procesamiento de datos provenientes de los mismos, por medio de la implementación de una tarjeta de desarrollo Arduino. Esto se realizará con el fin de corroborar que cada sensor trabaje correctamente, por tal motivo se van a crear por separado los programas correspondientes a los sensores de temperatura, pH y color. Realizado lo anterior, se procederá a englobar todos los códigos en un solo programa, para que de esta forma puedan ser gestionados al mismo tiempo.

Englobados todos los códigos de los sensores dentro de un mismo programa, se procederá a realizar las primeras pruebas de funcionamiento de la etapa de adquisición y procesamiento de datos. Para ello se hará uso del IDE de desarrollo de la plataforma Arduino, en donde fueron agrupados todos los códigos realizados, dando como resultado una serie de valores de tipo string. Los cuales están separados por una coma y se encuentran en función de la magnitud física o química de cada sensor. Esto se podrá visualizar a través del monitor serial de Arduino, en donde se corroborará la correcta implementación de la etapa de sensores junto con la de programación.

Una vez verificada la etapa de adquisición y procesamiento de datos, se procederá a crear una interfaz gráfica en LabView para la visualización y representación gráfica de los valores adquiridos y procesados por la fase de Arduino. Dicha interfaz se va a encargar de comunicar por vía serial a las dos plataformas Arduino y LabView,

recibiendo de la primera una cadena de datos tipo string, la cual va a contener los valores de los sensores, y la segunda se va a encargar de recibir dicha trama de datos, separarla, mostrar su valor numérico y plasmarlos en una gráfica. Esto se realizará con el fin de hacer más fácil la recolección y visualización de los valores de temperatura, pH y color.

Sin embargo no es suficiente con solo visualizar dichas cantidades, puesto que con el paso del tiempo o con la actualización de nuevos valores al momento de iniciar una nueva prueba, los datos anteriores se eliminarán, provocando con esto la ausencia de información para crear un registro de datos de los sensores. Por tal motivo el paso número seis propone la creación de un registro de datos, el cual se generará a través de un documento de Excel, por medio de la implementación de una opción de captura y almacenamiento de información proveniente de la interfaz gráfica de LabView. Dicha sección de código será la encargada de generar un fichero en Excel con la información procesada de los sensores, de esta forma se guardaran los datos recolectados de cada prueba, teniendo la opción de manipular la dirección de almacenamiento y el nombre del documento.

Una vez realizado lo anterior se procederá a implementar el paso siete, el cual consta de la integración total de la etapa de sensores, de la fase de adquisición y procesamiento de datos, así como de la programación final de la interfaz gráfica en un solo sistema. El cual va estar representado por medio del diseño y la manufactura de un contenedor, este último se va a implementar con el fin de tener una herramienta que permita el monitoreo y captura de las variables físicas y químicas de una persona con diabetes. De tal manera que dicha integración corresponda a la unión de todos los componentes que se van a utilizar para poder analizar a una persona diabética y así poder crear una serie de registros de información que ayuden al proceso de seguimiento de los niveles de glucosa.

Con base a las secciones pasadas, estas dan inicio a la primera toma de muestras usando el sistema anterior. En donde se va a adquirir, procesar, enviar, acomodar, mostrar, graficar y guardar los valores provenientes de los sensores de temperatura, pH y color. Estos datos recopilados van estar acompañados por un valor proveniente de la concentración de glucosa en la sangre, este último dato se va a obtener por medios invasivos a través del uso de un glucómetro convencional. Lo anterior se realizará con la finalidad de crear un registro de información que ayude al seguimiento de los niveles de glucosa de una persona diabética para un mejor control y tratamiento de esta enfermedad.

Realizadas y guardadas las primeras pruebas, se procederá a ejecutar el punto número nueve de la metodología inicial, el cual expresa la creación de un protocolo de comunicación entre Arduino, que es la etapa de adquisición y procesamiento de datos, y una aplicación para celular realizada en App Inventor. Dicho protocolo se realizará de manera inalámbrica mediante la implementación de un módulo bluetooth HC-05, para mandar los datos provenientes de la etapa de procesamiento hacia la App para celular. De esta forma se mostraran los valores procesados de los sensores de una manera fácil y remota, dándole una mejor presentación y funcionalidad al proyecto.

Una vez funcionando el protocolo de comunicación inalámbrico, se procederá a desarrollar una aplicación para celular, la cual va estar programada en App Inventor, el cual es un software que permite crear aplicaciones para dispositivos móviles. Esto tiene como finalidad ser una alternativa portable para visualizar las muestras realizadas por el sistema antes descrito. De esta forma los pacientes tendrán un mejor control de sus niveles de glucosa cuando asistan al médico y por consecuencia se les brindará un mejor tratamiento.

Logrado los puntos anteriores, es necesario reportar todo lo que se ha desarrollado hasta este momento, puesto que el paso número once indica la redacción de los resultados obtenidos para anexarlos al escrito de tesis. En donde se van a describir cada uno de los pasos, decisiones, métodos y resultados que se han alcanzado al momento de ir desarrollando el proyecto. Sin mencionar que como toda parte experimental y de desarrollo llega a tener ciertas complicaciones o variaciones durante el proceso, provocando con esto que haya reajustes en ciertas partes de la investigación, dando como resultado una mejora continua de este proceso.

Terminada la parte de redacción, se procederá a realizar el punto número doce, el cual consta en diseñar y manufacturar un PCB a través del software de Eagle. El cual sea capaz de contener y conectar por medio de pistas las etapas de los sensores, de la tarjeta Arduino y de la fuente de alimentación variable. Esto con el fin de reducir el espacio del sistema, los cables utilizados, el ruido generado y mejorar así su apariencia y funcionalidad del prototipo.

Con base a los desarrollos físicos anteriores, se procederá ajustar y a mejorar las etapas de los sensores, de los circuitos impresos, de las interfaces gráficas, de las aplicaciones para celular, de las comunicaciones inalámbricas y de los contenedores a usar. Esto con el fin de generar el prototipo final que se va a utilizar para el análisis de variables en personas diabéticas y así poder tener un modelo de utilidad que se pueda emplear en casas, hospitales y centros de salud.

Una vez culminada la etapa anterior en su totalidad, se va a proceder a realizar el punto catorce de la metodología propuesta, el cual consiste en realizar las pruebas finales utilizando dicho sistema mejorado. Esto con la finalidad de obtener los datos para generar los registros de información finales de las personas diabéticas analizadas, y así contribuir con el proceso de seguimiento de sus niveles de glucosa.

Y como punto final de la metodología inicial, se realizará la redacción y corrección de los capítulos que constituyen a la tesis, así mismo se reportará la información correspondiente a la culminación del prototipo físico con sus respectivos resultados finales. Dentro de este apartado se van a incluir las explicaciones detalladas de cada uno de los pasos realizados con anterioridad, respaldándolos con teoría, modelos matemáticos, simulaciones, diseños, pruebas, implementaciones físicas y pruebas finales. Estas últimas deberán analizarse previamente para su correcta interpretación y aplicación, de esta forma es como se culminara por completo el proyecto.

- **OBJETIVOS**

Objetivo General

Desarrollar un sistema para el monitoreo y registro de variables de temperatura, pH y color mediante la implementación de sensores analógicos y digitales, como herramienta para el seguimiento de pacientes diabéticos.

Objetivos Específicos

- Seleccionar los sensores capaces de detectar magnitudes físicas y químicas para la recolección de variables como temperatura, pH y color.
- Realizar un sistema de adquisición y procesamiento de datos a través de una plataforma de programación de micro – controladores para la interpretación de las variables recolectadas.

- Implementar una interfaz gráfica que permita visualizar y guardar dicha información proveniente de los sensores y del sistema de procesamiento, con el fin de crear un registro de datos en Excel de los valores obtenidos.
- Implementar una aplicación para dispositivos celulares a través de un protocolo de comunicación inalámbrico usando un módulo bluetooth, con el fin de visualizar los datos procesados de una manera remota en la App.

- **ALCANCES Y LIMITACIONES**

Alcances

- Implementación de los sensores de temperatura, pH y color.
- Creación de un programa para la adquisición y procesamiento de datos de los sensores.
- Implementación de una interfaz gráfica para visualizar y guardar información proveniente de la etapa de adquisición y procesamiento de datos.
- Creación de una aplicación para celulares, utilizando un protocolo de comunicación inalámbrico.
- Diseño y manufactura del primer prototipo de contenedor para todo el sistema realizado.
- Diseño y manufactura de una tarjeta electrónica que alberga a la etapa de procesamiento, reduciendo cables, espacio y ruido.
- Reajuste del prototipo anterior, con el fin de que sea fácil de usar y pueda ser implementado en casas, centros de salud u hospitales.
- Adquisición de variables de interés en pacientes diabéticos usando el prototipo final.
- Publicación de artículos relacionados con el tema de investigación y resultados.

Limitaciones

- Disponibilidad de los dispositivos electrónicos implementados en el proyecto, electrodos de pH.
- Carencia de acervo experimental para este tipo de aplicaciones dentro de la institución.
- Carencia de equipo, reactivos y espacios para la generación de sustancias que puedan mantener en buen estado los electrodos.
- Manipulación de los datos y resultados de trabajos previamente realizados, en función del tema de investigación.
- Instalaciones y acceso a internet carente en el laboratorio asignado, para el desarrollar el proyecto.

- **DESCRIPCIÓN DEL DOCUMENTO**

El presente trabajo trata acerca de cómo desarrollar un sistema capaz de adquirir, procesar, transmitir, visualizar, graficar y almacenar los datos provenientes de variables físicas y químicas presentes en el cuerpo de una persona diabética. Esto con el fin de crear un registro de información que apoye al seguimiento de los niveles glucemia de estos pacientes. Esta última se define como la presencia de una determinada concentración de azúcar en la sangre, la cual puede afectar la calidad de vida de las personas con este padecimiento, por lo cual el sistema antes mencionado ayudará a tener un mejor control sobre estos niveles de glucosa.

Básicamente este trabajo de investigación se conforma principalmente por seis grandes pilares fundamentales, que son el contenido teórico que lo compone. Dicha información abarca desde la introducción, los capítulos I, II, III, IV, y las conclusiones. En dichos apartados se va a describir detalladamente todo lo que se realizó, así como el sustento teórico del proyecto y los conceptos que ayudan al mismo a auto contenerse, sin mencionar las conclusiones y trabajos a futuro.

Comenzando por la introducción donde básicamente se hace una inmersión al tema de investigación, se estipula la problemática que se tiene, así como la hipótesis con la cual se hacen los supuestos de cómo se resolvería dicha situación, sumado con la metodología de solución empleada para lograr la culminación del proyecto en su totalidad. Sin mencionar los objetivos, tanto específicos como general que sirven como guía para la realización del proyecto y que son producto de la misma metodología. Y por último están los alcances y limitaciones que se tuvieron al momento de la implementación del proyecto. En base a esta información se va a tener una primera premisa para empezar a solucionar el proyecto de investigación, esta va a dar las herramientas para su futura implementación y culminación.

En el capítulo I se va a plasmar el porqué de la investigación, así como su importancia e impacto que va a tener. Sin mencionar que también se realizará la redacción del estado del arte, el cual tiene la función de proveer la teoría de todo lo que se ha desarrollado hasta el momento, acerca del proyecto que se pretende realizar. Esto va a dar como resultado un sustento teórico-experimental para la implementación de nuevos conceptos a partir de los ya realizados. También se encuentra el estado de campo el cual trata de abarcar los aspectos relacionados con los prototipos, modelos de utilidad o patentes que se han realizado a partir de estas investigaciones, esto con el fin de corroborar que no haya algún prototipo parecido.

Dentro del capítulo II se encuentra todo los conceptos teóricos que respaldan al proyecto, en este apartado se incluyó información extra y relevante que permitirá hacer mucho más entendible lo que se está llevando a cabo dentro de la parte experimental (la cual se va explicar en la siguiente sección). Así como hacer auto contenible dicho documento, puesto que un escrito de esta índole debe basarse en su propia información para resolver cualquier duda que se llegase a generar durante el proceso de redacción y lectura.

Abordando el capítulo III, esta sección trata básicamente del desarrollo de simulaciones, diseños y manufactura de piezas mecánicas o circuitos electrónicos que se generaron para resolver el proyecto. Sin mencionar que estos pueden ir acompañados de algunos cálculos matemáticos, que le dan soporte a las implementaciones realizadas. Esto se hizo con el fin de crear o tener productos físicos funcionales con la mínima falla o error posible, para su futura implementación y testeo. Además que en esta sección se va a explicar claramente porque fueron desarrollados cada circuito o pieza, describiendo la toma de decisiones de los mismo, las cuales ayudaron a la implementación física-experimental del proyecto.

En el capítulo IV se explicará la forma de cómo se llevó acabo la etapa experimental del prototipo finalizado. En la cual se expondrá detalladamente las secciones correspondientes a la de construcción de prototipo, pruebas experimentales a cada módulo, pruebas experimentales en conjunto, así como los pasos de la integración final. Además se expondrán los resultados de los experimentos que se llevaron a cabo para la cuantificación de las variables de interés, y por último el análisis de estos con el fin de validar la implementación realizada.

Por último se presenta la sección de conclusiones y trabajos a futuro, en donde en el primer apartado, se plasmó parte de los resultados finales obtenidos y como estos se relacionan con el cumplimiento de los objetivos estipulados anteriormente. Sin mencionar que en la parte de trabajos futuros, se mencionó cuáles serían las mejoras que se le puede hacer a este sistema, para tener un mejor desempeño del prototipo y del trabajo realizado, esto con el fin de mejorarlo o crear una nueva línea de investigación.

CAPÍTULO I

1. JUSTIFICACIÓN

La realización y viabilidad de este proyecto versa en la importancia de crear un sistema de monitoreo y almacenamiento de variables físicas y químicas presentes en el cuerpo humano. Las cuales ayuden a crear un registro de datos que apoyen con el proceso de seguimiento de los niveles de concentración de glucosa en la sangre de las personas diabéticas. Esto se va a lograr gracias a la implementación de sensores analógicos y digitales tales como el LM35, SKU: SEN0161 y TCS3200, así como el registro del valor de una muestra de sangre procesada a través de métodos invasivos usando un glucómetro.

El impacto que va a tener este proyecto va ser social, puesto que el objetivo es salvaguardar la integridad y el bienestar físico de las personas diabéticas, a través de un control de glucosa brindado por los registros de datos almacenados, esto con el fin de tener las bases para dar un tratamiento adecuado para mitigar las complicaciones de la diabetes. Al mismo tiempo va a tener un impacto tecnológico, ya que este proyecto que se va a desarrollar, va a incluir un sistema de visualización y almacenamiento de datos, el cual va ser gestionado por medio de LabView y de una aplicación móvil para celulares.

Bajo estas condiciones y propuestas antes mencionadas, el desarrollo de este prototipo va a beneficiar a las personas que lo usen para cuidar su salud, en especial a los pacientes diabéticos. También va a influir en la conservación de la integridad física de las personas, puesto que con base a los datos almacenados el médico de cabecera, podrá brindar un tratamiento adecuado para controlar los niveles de glucosa de los pacientes con diabetes.

Además de que este sistema va a brindar un registro automático de todas las mediciones conformadas por la temperatura corporal, el pH de la saliva y el color

del dedo índice, las cuales van estar acompañadas de un muestra procesada de sangre para conocer la concentración de azúcar. Dicho análisis y reporte se realizará por lo menos dos veces al día, para que en el transcurso de una semana o un mes se proporcionen una serie de datos, los cuales serán visualizados por medio de gráficas, las cuales serán el sustento principal de los médicos para valorarlas y así poder aplicar un tratamiento efectivo al paciente.

1.1 ESTADO DEL ARTE

En el ámbito científico, la investigación es pieza fundamental para realizar diferentes indagaciones en múltiples áreas que afectan o acarrear una problemática hacia las personas o hacia una población en particular, estas pueden ser sociales, ambientales, de salud, económicas, etc.

Las líneas de investigación que se llevan a cabo en varios centros de investigación o en diferentes universidades, tienen el enfoque de resolver alguna problemática en particular, o simplemente contribuir al enriquecimiento del acervo bibliográfico del estado del arte de algún tema de actualidad, el cual genere mucha curiosidad o que simplemente este afectando a una población en específico.

Al finalizar dichas investigaciones, toda la información recopilada o creada en base a estas indagaciones se documenta en forma de artículos científicos o tesis, los cuales pueden ser utilizados como punta de lanza para desarrollar o crear nuevas líneas de investigación que puedan resolver de manera eficiente algún problema, o simplemente enriquecer ese acervo realizado, para dejar las bases a futuras generaciones de investigadores.

Tal es el caso del estudio de la variación de la concentración de azúcar en la sangre, que es una línea de investigación del sector salud, que desde hace años se ha tenido un gran interés de poderla prevenir o controlarla de manera eficiente, para poder evitar o curar muchas enfermedades que se generan a partir de ella. De las principales enfermedades derivadas de los cambios de la concentración de azúcar en la sangre es la diabetes, la cual tiene consecuencias y complicaciones tales como la ceguera, cálculos renales, amputaciones de extremidades, enfermedades cardiovasculares y cardíacas, así como daño al sistema nervioso e inclusive la muerte. [2,5,11,50,52,53,57,61,66]

Puesto que la diabetes es la principal causa de muchas otras complicaciones y enfermedades, y esta se encarga directamente del aumento o disminución del azúcar en la sangre, debido a un mal procesamiento enzimático de la insulina en el páncreas. Dicho de otra forma la diabetes es una condición médica que afecta a pacientes que la padecen, manifestando un inadecuado control de la concentración de azúcar en la sangre, [5,57] provocando etapas de hiperglucemia o hipoglucemia.

Por tal motivo para saber si una persona tiene o es candidata a contraer diabetes, se ejecutan dos exámenes o pruebas que ayudan al médico a determinar si la persona padece esta condición médica. La primera prueba es la denominada “prueba de glucosa en ayunas” o FGT, este test se basa en un parámetro que está en función de la concentración de glucosa, el cual está comprendido entre los 100 – 125 mg/dl, [53] si la persona sobrepasa estos estándares, se le puede considerar diabética. La otra prueba que se aplica, es la “prueba oral de tolerancia a la glucosa” o OGTT, este examen tiene como parámetros una concentración comprendida entre de 140 – 199 mg/dl, [53,63] en donde sí se vuelve a sobrepasar esta cantidad, se anexa otra prueba que demuestra que la persona es diabética.

Es importante resaltar que esta enfermedad afecta a miles de personas en el mundo, además este trastorno físico se incrementa día a día, afectando a miles de niños, jóvenes, adultos y adultos mayores. Los cuales deben de monitorear sus niveles de glucosa al menos de cuatro a cinco veces al día, con el fin de evitar episodios de hiperglucemia o hipoglucemia [53,56,60] que pueda afectar su calidad de vida debido a la secreción o acción de la insulina. [66]

Básicamente como ya se había mencionado anteriormente, la diabetes es una enfermedad crónica degenerativa que tiene consecuencias devastadoras hacia las personas, sociedad y economía, puesto que solo en el año 2014 el costo global de este padecimiento fue de 825 billones de dólares. [61] De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Federación Internacional de Diabetes (FID), resalta que en un par de décadas habrá un incremento de personas con diabetes de 347 millones en el año 2005 a 700 millones para el año 2030. [3,6,7,61,62,66] Así como de acuerdo al Sistema de Información Nacional de Salud de México, existen más de 10 millones de personas con este padecimiento de diabetes, del cual el 90% es diagnosticado con diabetes tipo II que es la primera causa de mortalidad. [2] Sin mencionar que este padecimiento es la principal causa de mortalidad en grupos de población entre 20 a 79 años de edad. [12,57]

Principalmente la diabetes se puede dividir en tres tipos importantes, que afectan a determinados grupos de la población en general:

- Diabetes tipo I
- Diabetes tipo II
- Diabetes Gestatoria [3,26]

Las condiciones anteriores son pioneras en la mortalidad de la población mundial, afectando potencialmente a ciertas comunidades o a muestras de ella. Las causas

principales de esta enfermedad pueden ser variadas, ya que esta puede ser adquirida de manera hereditaria, que es el caso de la diabetes gestatoria, que afecta tanto al bebe como a la mama. Así como la diabetes adquirida por malos hábitos alimenticios que es la diabetes tipo II, la cual es la más típica en la población afectada, o por algún desorden hormonal que afecte o contribuya a adquirir este padecimiento.

Estas condiciones vienen acompañadas de que exista un aumento excesivo o diminutivo de la concentración de azúcar en la sangre, puesto que el organismo se altera rotundamente causando una ineficiente producción de insulina. Esta última es una hormona, la cual en casos ideales ayuda a que la glucosa presente en la sangre pueda ser absorbida por las células del cuerpo y así pueda ser utilizada como fuente de energía. [3,7,11,53,57,69] Pero como siempre lo ideal difiere de lo real, provoca que exista esta gran problemática, sin embargo siempre existe una solución que sale a la luz, y se descubren nuevas formas de combatir la diabetes, las cuales devuelven las esperanzas a los pacientes diabéticos.

A pesar de la ausencia de alguna cura para la diabetes que la erradique por completo, esta situación provoca que se manejen tratamientos efectivos para aliviar, disminuir los síntomas y complicaciones a través de medicamentos y de un seguimiento o monitoreo de los niveles de azúcar en la sangre, esto con el fin de mejorar las decisiones del tratamiento y control de la glucosa, [3] de los pacientes.

Para ello se han descubierto diferentes técnicas, métodos y sistemas basados en distintos principios, parámetros y características. Por lo general las formas de extraer y medir la concentración de glucosa en la sangre se dividen en procesos in-vitro e in-vivo. Los cuales pueden ser invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos. [9,50,53] Además estos tipos de monitoreo mencionados van en función del tiempo de respuesta de cada uno, por lo cual estos pueden sub-clasificarse en

dos grupos, el primero denominado examen de muestra de momento (PST) o método discontinuo, y el monitoreo continuo de glucosa (CGM) el cual es un método continuo. [3,8,58,59]

Cabe resaltar que existe una estrecha relación entre los conceptos antes mencionados, ya que dependiendo del tipo de proceso a emplear, estos se dividen en continuos y discontinuos. Los cuales se sub-dividen en las diferentes técnicas para realizar la extracción y medición de glucosa, las cuales se explicaron en los apartados siguientes.

Tal es el caso del examen de muestra de momento o “point simple test”, el cual se basa principalmente en métodos invasivos y también se clasifica como un método discontinuo, ya que este monitoreo queda a criterio del paciente o del doctor de llevarlo a cabo. También tiene esta clasificación porque la muestra de sangre se obtiene de manera invasiva, la cual puede llegar a ser dolorosa y peligrosa para los pacientes diabéticos. Generalmente esta adquisición de la muestra queda sujeta a la voluntad de las personas que aplican ese método. [8,58]

El examen de muestra de momento, se caracterizan por usar instrumentos punzo-cortantes para la toma de la muestra que consta principalmente en hacer un orificio o cortada en el dedo para obtener una gota de sangre. La cual es posteriormente colocada en una tira reactiva la cual va a un glucómetro, en donde la mayoría de las veces dicha tira contiene una enzima denominada glucosa oxidasa. Dicha sustancia al entrar en contacto con la muestra de sangre genera un proceso de óxido-reducción, haciendo que la sangre cambie de tono de color.

Una vez que se lleva a cabo este proceso, la tira reactiva arroja un obscurecimiento, el cual indica el grado de concentración de glucosa en la sangre por medio del

display del glucómetro. [53] Cabe resaltar que este método invasivo es más exacto en comparación con otros tipos de sistemas de cuantificación, puesto que su principio de medición de glucemia es electroquímico u óptico, además que es el más utilizado debido a su alcance y disponibilidad.

Los principales dispositivos que se usan para adquirir la concentración de sangre en base al examen de muestra de momento son:

- La tira reactiva dotada de glucosa oxidasa
- La tira para orina
- Glucómetro con tiras y lancetas [3]

Pero cabe mencionar que aunque estas formas de conocer la concentración de sangre son exactas, puede existir un riesgo latente para los pacientes diabéticos. Puesto que su forma de obtener la muestra, se realiza por medio del corte o pinchazo de un objeto punzo-cortante contra la piel. Esto causa que este proceso sea doloroso para el paciente, debido a que este se ejecuta todos los días sobre una misma región. Además de peligroso ya que para una persona diabética el simple hecho de realizarse una cortadura puede provocar en su organismo riesgos de infección e incluso amputación de una extremidad. [2]

Por dicha razón se crearon otras formas de cuantificar la concentración de azúcar en la sangre, las cuales se denominaron monitoreo continuo de glucosa (CGM). Puesto que estos sistemas se basan en dispositivos que están censando continuamente el nivel de azúcar, en comparación al primer método explicado que solo se realiza cuando el paciente lo lleva a cabo. Estos sistemas o métodos se basan tanto en técnicas invasivas, mínimamente invasivas así como procedimientos no invasivos para saber los niveles de glucosa. Cabe mencionar que estos últimos fueron creados con la ayuda de técnicas ópticas y químicas para la adquisición de

la concentración de glucosa, y además ofrecen una toma de la muestra libre de dolor y peligro.

Dentro de los procedimientos invasivos y mínimamente invasivos del sistema de monitoreo continuo de glucosa (CGM), se pueden distinguir ciertas técnicas o métodos para la adquisición de la concentración de la glucosa, entre ellas están:

- Sensores subcutáneos
- Micro diálisis
- Aparatos intravenosos de implante
- Micro perforaciones con micro agujas [3,9]

Como podemos apreciar en la información anterior se muestran las diferentes formas de obtener muestras de sangre, a partir de supuestos métodos invasivos, que realmente no lo son en su totalidad, puesto que en ningún momento se procede a realizar una cortadura o intervención por medio de objetos punzo-cortantes. Por dicho motivo se le llama mínimamente invasivos, los cuales son otra clasificación que oscila entre la técnica invasiva y no invasiva.

Tal es el caso de las micro-perforaciones, las cuales usan micro agujas para hacer una pequeña incisión sobre la piel de los pacientes diabéticos y así poder extraer una muestra de sangre para poderla cuantificarla. Este procedimiento es muy usado en conjunto con los glucómetros y con el monitoreo continuo de glucosa, puesto que en años pasados estos dispositivos utilizaban agujas convencionales para hacer la extracción de sangre lo cual era muy doloroso, y por ende no se aplicaba un CGM, sin embargo debido a los avances tecnológicos de hoy en día, la mayoría de los glucómetros en el mercado han migraron al uso de las micro agujas, para poder así realizar este proceso y al mismo tiempo llevar un control de sus niveles de glucemia para poder salvaguardar la integridad física de estas personas.

Por otra parte se encuentran los sistemas no invasivos de monitoreo continuo de glucosa, en esta nueva clasificación se puede observar diferentes técnicas, las cuales se dividen principalmente en dos nuevas clases, que son los métodos transdérmicos y ópticos. En donde los sensores de glucosa empleados para la obtención de la concentración de azúcar por medios ópticos se encuentran:

- Fluorescencia
- Espectroscopia infrarroja cercana
- Espectroscopia infrarroja media
- Espectroscopia Raman
- Polimetría
- Cromoscopia
- Colorimetría
- Espectroscopia térmica [1,2,3,9,40,50,52,53,56,57,69]

Sin embargo por otro lado, se encuentran los sistemas de monitoreo continuo de glucosa usando métodos transdérmicos, los cuales principalmente se componen por:

- Iontoforesis inversa
- Sonoforesis
- Variaciones de campos electromagnéticos
- Extracción de muestras en la piel
- Impedancia espectroscópica [3,4,9,53,57,72]

Cabe mencionar que los métodos antes enlistados, usan principios in-vivo e in-vitro para calibrar los sistemas en donde se van a usar. En la Figura 2 se muestra de forma resumida los tipos de métodos y las técnicas que se utilizan para conocer la concentración de azúcar en la sangre [9]:

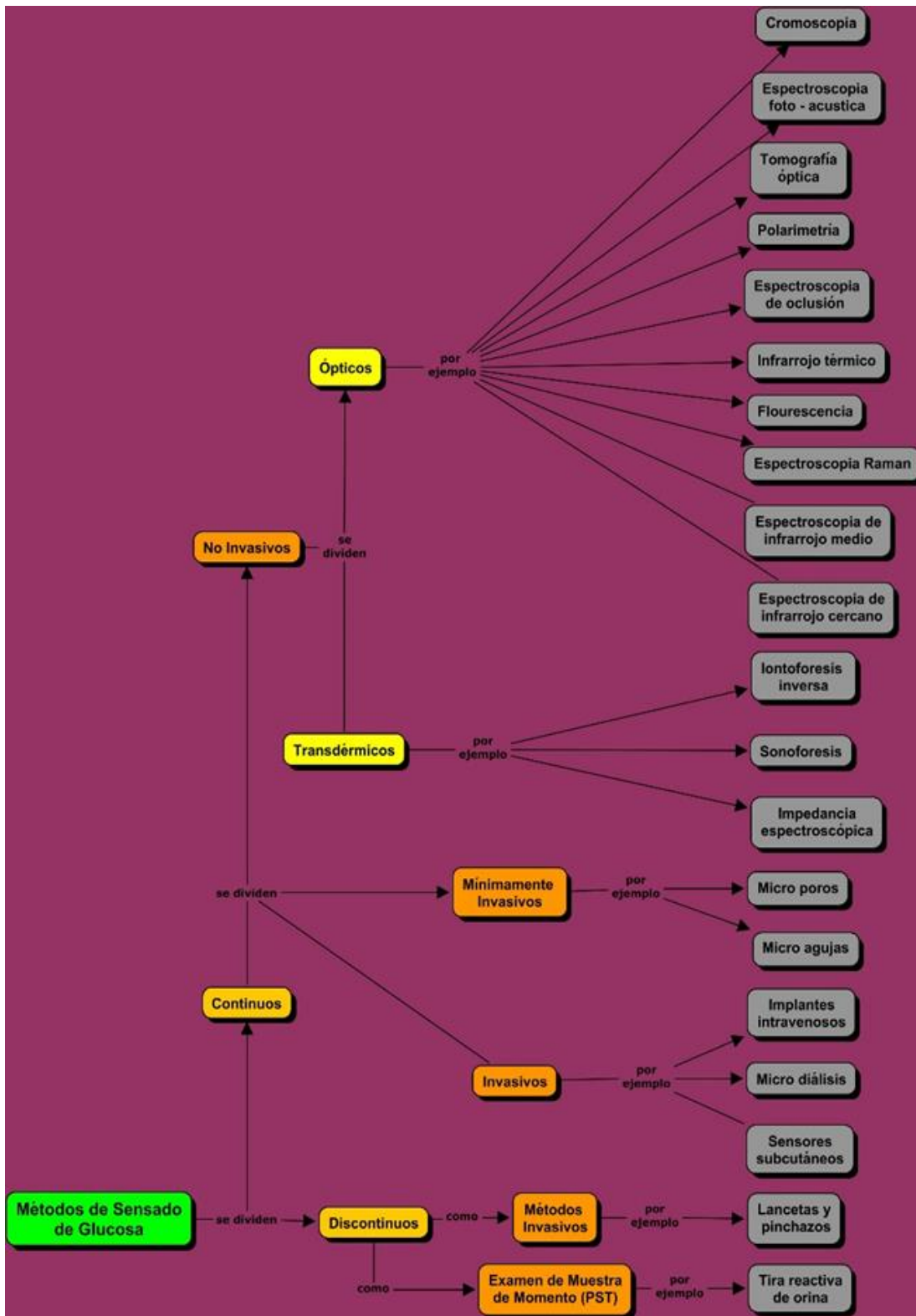


Figura 2 Tecnologías bajo desarrollo para sensores de glucosa. MIR, luz infrarroja media, NIR, luz infrarroja cercana [9]

En general como se puede observar en la imagen anterior, para medir la concentración de azúcar en la sangre se usan diferentes métodos para su extracción y cuantificación. Los cuales se dividen principalmente en métodos discontinuos y continuos, que van en función de procesos in-vitro e in-vivo para su análisis.

En el caso de los métodos discontinuos se encuentra la prueba o examen de momento (point simple test), el cual consta de usar técnicas invasivas para la extracción de una muestra de sangre para su análisis. Así mismo esta técnica queda a la voluntad del paciente, en otras palabras el afectado es el que controla los tiempos de extracción y monitoreo de los niveles de glucosa.

Por otra parte se encuentran los métodos continuos, estos se caracterizan por estar formados por un sistema que monitorea continuamente los niveles de la concentración de glucosa, en otras palabras tienen una secuencia programada de un determinado periodo de tiempo, en donde estos dispositivos van a oscilar para la recolección y cuantificación de muestras.

Estos sistemas continuos se dividen en tres sub-clases, las cuales van ligadas con el origen o la forma de extraer la muestra de sangre. En esta clasificación se pueden encontrar técnicas invasivas, mínimamente invasivas y no invasivas. Donde la técnica invasiva usa un objeto punzo-cortante para la extracción de la muestra, mientras que la técnica mínimamente invasiva usa la implantación subcutánea o micro agujas para saber cuál es la concentración de glucosa, y tenemos la forma no invasiva en donde se utilizan métodos ópticos o transdérmicos para la recolección de las muestras.

Cabe mencionar que todos estos métodos buscan la extracción, procesamiento y monitoreo de los niveles de azúcar en la sangre de una persona diabética. Los cuales al momento de analizar la variable adquirida y obtener el resultado final, esta se debe basar o comparar con un sistema patrón para su calibración y validación. De esta forma es como se conoce la exactitud del sistema y del método empleado, puesto que una clave importante dentro de todo desarrollo tecnológico es la exactitud a la cual trabaja el dispositivo manufacturado.

Por tal motivo es que la confiabilidad del monitoreo continuo de glucosa está directamente ligado con la exactitud de sus resultado. Por dicha razón los parámetros de exactitud de un medidor de glucosa están definidos como el grado de proximidad entre la cantidad del valor medido y una cantidad de referencia de glucosa. [4]

En otras palabras el valor obtenido debe ser contrastado con una muestra estándar o patrón. El valor patrón de la concentración de azúcar en la sangre se obtiene mediante pruebas in-vitro o análisis de laboratorio, [4] así como mediante pruebas in-vivo con el uso de glucómetros, los cuales están basados en la cuadrícula de error Clarke, [9,51,60] la cual es considerada el estándar ideal para la calibración de dispositivos medidores de glucosa.

La cuadrícula de error de Clarke es un método frecuentemente usado para evaluar los dispositivos medidores de glucosa, la cual fue descubierta en 1980. [9] El modo de empleo o utilización de este recurso, básicamente consta en comparar los resultados de los ejes que lo conforman. Puesto que tiene una similitud a un plano cartesiano de dos ejes, los cuales son "x" e "y" tomando como referencia el primer cuadrante.

Esta cuadrícula evaluadora de dispositivos medidores de glucosa, compara los datos provenientes del dispositivo medidor de glucemia a evaluar representado por el eje “y”, contra los valores de referencia de glucosa denotados por el eje “x”. En donde dependiendo de la ubicación de los valores obtenidos, este método asigna un riesgo de salud al sensor de glucosa testado, [9] en otras palabras arroja un valor de error entre ambos parámetros.

A continuación se muestra la cuadrícula de error de Clarke, esto se hace con el fin de conocer la forma, aspecto y características de este método evaluador de error en los dispositivos medidores de glucosa:

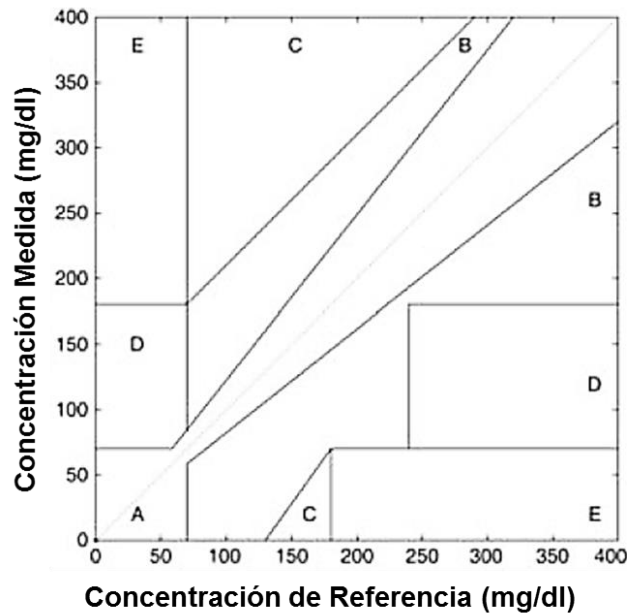


Figura 3 Cuadrícula de error de Clarke [9]

Como se puede apreciar en la Figura 3 se muestra la cuadrícula de error de Clarke, la cual está conformada básicamente por dos ejes. El eje x representa la concentración de referencia en mg/dl, y el eje y representa la concentración medida también con las mismas unidades.

Cabe destacar que dicho gráfico cuentan con unas zonas de graduación de concentración de azúcar en mg/dl, las cuales son una serie de regiones clasificadas por las letras A, B, C, D, y E. Estas regiones básicamente representan la exactitud del dispositivo medidor de glucosa que se está evaluando, en otras palabras representan la región de riesgo de salud.

Para entender mejor cómo funcionan estas secciones mostradas en la cuadrícula de Clarke, se procederá a explicar brevemente cada una de ellas:

- La zona A.- nos indica que el dispositivo medidor de glucosa es clínicamente exacto, con una desviación del 20% o menos con respecto a la referencia.
 - La zona B.- nos indica que el dispositivo medidor de glucosa es favorable, con una desviación mayor al 20%.
 - La zona C.- nos indica que el dispositivo medidor de glucosa es correcto con ciertas variaciones.
 - La zona D.- nos indica que el dispositivo medidor de glucosa tiene fallas de detección.
 - La zona E.- nos indica que el dispositivo medidor de glucosa es erróneo.
- [9,51,53,60,64]

Recapitulando estas secciones, cabe destacar que las zonas A y B son clínicamente favorables [60,64] para un sistema de medición de glucosa, puesto que son capaces de diferenciar los niveles normales de glucosa con los valores de una hiperglucemia o una hipoglucemia. Pero los resultados que caen en la zona C pueden inducir a una sobre-corrección, que conduzca hacia la diferenciación de una hipoglucemia o de una hiperglucemia. La zona D como ya se menciono tiene fallas en la detección de estas últimas condiciones antes mencionadas, y por último la zona E presenta resultados totalmente erróneos. [9,60,64]

En general se puede decir que la cuadrícula de error de Clarke tiene una exactitud del 95% [9] al momento de su implementación, esto debido a los límites que existen entre las diferentes zonas de la cuadrícula, ya que estas pueden ocasionar ciertas confusiones y variaciones de exactitud del dispositivo a evaluar. Debido a este fenómeno, las variaciones de la concentración de glucosa en la sangre pueden cambiar drásticamente de precisión en la cual habían sido evaluadas, transportando o cambiando rotundamente la exactitud de dicho aparato evaluado de una zona a otra. Esto se debe principalmente a un cambio mínimo en los niveles de glucosa reportados, los cuales no se definen en que zona pueden encajar ya que se encuentran en los límites.

Por tal motivo se desarrolló otra cuadrícula similar a la anterior descrita, con el fin de eliminar el problema que se tiene con respecto a los límites de una zona a otra, dicha innovación recibe el nombre de “Cuadrícula de Error de Consenso”. La cual se presenta a continuación:

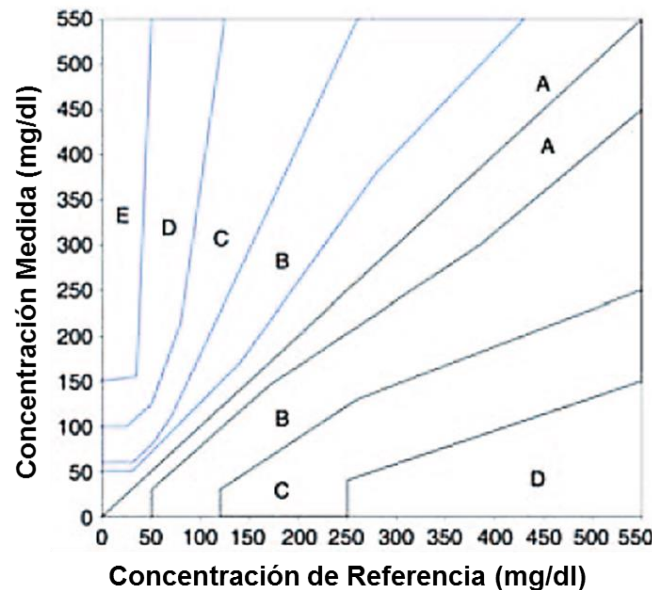


Figura 4 Cuadrícula de error de Consenso [9]

Como se puede observar en la Figura 4, se aprecia la nueva cuadrícula de error de consenso, en donde se puede visualizar que existe un mayor número de zonas o áreas, en comparación con la primer cuadrícula. Además cabe destacar que las zonas descritas en ella son las mismas a la anterior (A, B, C, D, y E), con la diferencia de que ahora cada área abarca un espacio más pequeño, para que con esto la clasificación de los dispositivos detectores de glucosa sea más preciso y así poder evitar problemas con los límites de cada zona. Además es importante mencionar que esta cuadrícula tiene un 98.6% de exactitud al momento de su implementación y utilización. [9]

De este modo para tener una base de calibración y exactitud de todo dispositivo medidor de glucosa, la Asociación Americana de Diabetes (ADA) recomienda que los glucómetros desarrollados difieran o tengan un rango de error del $\pm 15\%$ de la concentración de azúcar en la sangre con base a las pruebas de laboratorio, [4] es por ese motivo que este tipo de dispositivos miden la concentración promedio de glucosa. Así mismo la Administración de Medicamentos y Comida (FDA) y la Organización de Estandarización Internacional (ISO) tienen un criterio de exactitud del ± 20 mg/dl para niveles menores o mayores de 100 mg/dl. [4] Puesto que los niveles normales de azúcar en la sangre oscilan entre los 80 – 140 mg/dl. [12,27,57,58]

Con base a la información y las técnicas antes mencionadas, se desprende una nueva luz para los pacientes diabéticos, en cuestión del mejoramiento del proceso de seguimiento de los niveles de glucosa en la sangre. Para lograrlo se debe conocer brevemente que la glucosa es considerado un monosacárido formado por seis átomos de carbono, doce de hidrogeno y seis de oxígeno, y que su fórmula molecular es $C_6H_{12}O_6$, [56] por lo tanto se le considera una hexosa, la cual tiene una masa molar de 180.1559 g/mol.

Cabe destacar que la información química referente a la molécula de la glucosa que se presentó, es muy importante en el supuesto que se usara una técnica espectroscópica para la cuantificación de dicha sustancia, puesto que estos procedimientos espectroscópicos no invasivos actúan en donde existan y estén presentes enlaces de carbono con hidrogeno (C-H), [46,48,50,54] así como de oxígeno con hidrogeno (O-H), nitrógeno con hidrogeno (N-H) [50,54] o carbono con oxígeno (C-O). [47,48] Los cuales en su gran mayoría están presentes en muestras biológicas tales como bio-fluidos, sangre y suero.

Regresando al tema principal, el cual va enfocado a conocer la composición de la glucosa, pero más importante la identificación de los métodos de cuantificación de esta sustancia. Los cuales se hicieron mención en párrafos anteriores, destacando dos procesos muy importantes para el monitoreo de la azúcar en la sangre. Uno de ellos es un proceso que tiene mayores ventajas al momento de su aplicación, que es el monitoreo continuo de glucosa (CGM).

El cual es un método continuo con origen de un procedimiento in-vivo, el cual está compuesto por una serie de técnicas de extracción y cuantificación de glucosa por medios invasivos, mínimamente invasivos y no invasivos. En donde resalta el uso de bio-sensores amperométricos subcutáneos y bio-sensores de glucosa electroquímicos no invasivos. Los cuales miden los cambios de los niveles de azúcar en un fluido intersticial [59,61,65] o en una muestra de sangre. Sin mencionar que también el CGM ofrece información en tiempo real acerca de la glucosa actual en la sangre, dando como resultado una retroalimentación para la administración de insulina. [61,64,65]

Pero siendo más minuciosos con respecto a este tema, es necesario conocer afondo en que consiste el monitoreo continuo de glucosa (CGM), así como algunas características del mismo, esto con el fin de reforzar la información anterior.

Puesto que el monitoreo continuo de glucosa (CGM) es una tecnología recién desarrollada, cada vez más usada por pacientes diabéticos que requieren de una dosis determinada de insulina [58,65] para su tratamiento. Ya que este desarrollo tecnológico fue originalmente creado para ellos y aprobado por primera vez en 1999 por la FDA. [60,61] Sin embargo es importante mencionar que la población de personas diabéticas que emplean este sistema son variadas, ya que abarca desde niños, jóvenes, adultos hasta adultos mayores [60], los cuales buscan cuidar y mejorar su condición de salud ante este padecimiento.

Dicho seguimiento proporciona una visión única de la glucemia, al mismo tiempo ayuda a los pacientes con el manejo de su diabetes con un estilo de vida y control adecuado de la medicación, [58] puesto que una frecuente monitorización de los niveles de glucosa en la sangre es esencial para mantener esas concentraciones en rango y así tener un óptimo manejo de esta enfermedad. [59]

Por eso el CGM es definido como el uso de un sensor corporal portátil que mide la concentración de glucosa de forma automática y repetida, en intervalos regulares de tiempo de 5 o 15 minutos de un fluido corporal definido, como es el caso del líquido intersticial (ISF). [58,61] Los componentes principales de un sistema de monitoreo continuo son los siguientes:

- Sensor portátil
- Transmisor de comunicación inalámbrica, para mandar lecturas
- Receptor que muestre los datos enviados [58,61]

La tecnología usada por los CGM para la cuantificación de la glucosa, en su gran mayoría es enzimática como es el caso de la glucosa oxidasa (GOx), la cual reacciona con el fluido intersticial (ISF) de la molécula de la glucosa liberando un electrón por cada molécula de glucosa. Las cuales son transferidas hacia un

electrodo donde una corriente eléctrica es generada, [58] la cual es directamente proporcional a la concentración de la glucosa. Esta es medida a través de un sensor, procesada y enviada en paquetes digitales por vía alámbrica o inalámbrica hacia un receptor, el cual puede ser una computadora, display LCD o un smartphone, en donde se muestran los datos recolectados del paciente analizado.

Cabe mencionar que los sensores empleados por los sistemas de monitoreo continuo de glucosa han evolucionado a través del tiempo, destacando tres grandes generaciones que fueron un parte aguas en el mejoramiento de los CGM, las cuales prácticamente estaban basadas en enzimas y cofactores. A continuación se presentan cada una de ellas:

- Primera generación.- caracterizada por el empleo de tejido oxigenado para el intercambio de electrones, existencia de interferencias en la medición de glucosa debido a la hipoxia.
- Segunda generación.- utilización de cofactores y enzimas que no requieren oxígeno para aceptar electrones de la glucosa, con la desventaja que sus cofactores eran tóxicos y no podían implantarse.
- Tercera generación.- descubrimiento y desarrollo de nuevos sensores que no requieren cofactores para aceptar un electrón libre, con la ventaja de implantes sin toxicidad o dependencia del medio ambiente.

En función de los sistemas de monitoreo continuo de glucosa actuales, estos siguen con el uso de los sensores de primera generación, utilizando enzimas y cofactores. Sin mencionar que la gran mayoría de estos dispositivos requieren de un proceso de calibración, usando mediciones de glucosa capilar dos veces al día. [58,59,60,65] En otras palabras requieren de una constante calibración, utilizando para ello un glucómetro, para poder así ajustar sus valores y tener mediciones correctas.

Sin embargo se ha generado una discusión a través del tiempo, en el uso del término “monitoreo continuo de glucosa” (CGM) puesto que existe un concepto similar a este, el cual se hace llamar “auto-monitoreo de la glucosa en la sangre” (SMBG). El cual se caracteriza por ser comparado con un glucómetro tradicional, ya que posee las mismas ventajas, desventajas y procedimientos. Debido a que esta es una técnica invasiva en donde se extrae una muestra de sangre para analizarla, y esta puede llegar a ser dolorosa. [59,66]

En comparación con el CGM que puede generar hasta 288 mediciones por día y trabajar los 365 días del año. Además que este posee una serie de alarmas para detectar episodios de hipoglucemia e hiperglucemia, sin mencionar que cuenta con la opción de un registro de datos a partir de la información adquirida para mejorar el tratamiento de insulina. [59,61,65] Mientras que el SMBG solo reporta de 4 a 7 lecturas por día [58] y no cuenta con las opciones descritas por el sistema anterior, en otro contexto esto indica que el SMBG es un método discontinuo, puesto que queda a conciencia o a indicación que se le dé al paciente de realizarlo.

Sin embargo cabe mencionar que los SMBG fueron los primeros sistemas empleados para la extracción, cuantificación y monitoreo de los niveles de glucosa en la sangre, resaltando que este tipo de monitoreo es importante para motivar a los pacientes a hacer ajustes en el estilo de vida y la medicación, [66] dicho seguimiento puede ser aplicado para pacientes con diabetes tipo 1 y 2. [64,65,66] Para lograrlo se hace uso de sensores electroquímicos, los cuales se caracterizan por tener una rápida respuesta y ser capaces de fabricarse masivamente. [57] La composición típica de un sensor electroquímico emplea un sistema de dos o tres electrodos, los cuales se enumeran a continuación:

- Electrodo de trabajo
- Electrodo de referencia
- Electrodo auxiliar [57]

Con base a lo escrito anteriormente es importante destacar que la capa o área de sensado de este tipo de electrodos contiene materiales activos, como lo son enzimas o reactivos en específicos para interactuar con las moléculas de glucosa, las cuales se encuentran en el electrodo de trabajo. [57] Permitiendo que en este tipo de configuración, el potencial del electrodo de trabajo pueda ser medido contra el producido por el electrodo de referencia sin afectar su estabilidad. Ya que al entrar en contacto la glucosa con la enzima del electrodo se produce un proceso de oxidación o reducción, que da como resultado la generación de una corriente eléctrica. [57]

Las enzimas más utilizadas en este tipo de electrodos o sistemas bajo el mismo principio, son las pertenecientes a la familia de las oxidorreductasas. En particular se caracterizan por el uso de glucosa oxidasa (GOx) y glucosa deshidrogenasa (GDH), [57,62,72] las cuales al entrar en contacto con la molécula de la glucosa se produce un efecto de óxido-reducción, dando como producto de este proceso químico peróxido de hidrogeno.

Cabe mencionar que este tipo de electrodos usados por el SGMB, son los mismos utilizados por un glucómetro tradicional, los cuales se encuentran en una presentación de tiras denominadas “tiras reactivas”. Estas se caracterizan por su alta exactitud, su alta reproductibilidad, un rápido tiempo de ensayo y el uso de una pequeña muestra de sangre para el análisis. [57]

Sin mencionar que los tres electrodos que se encuentran sobre la misma tira, están depositados sobre un sustrato plástico, y es importante resaltar que los materiales utilizados para los electrodos de referencia y auxiliar pueden ser variados, pero los más utilizados uso son los electrodos de Ag/AgCl, [57] aunque puede emplearse otros materiales.

A continuación se presentan las partes más relevantes que conforman a una tira reactiva o sensor electroquímico, las cuales se pueden observar en la siguiente imagen:

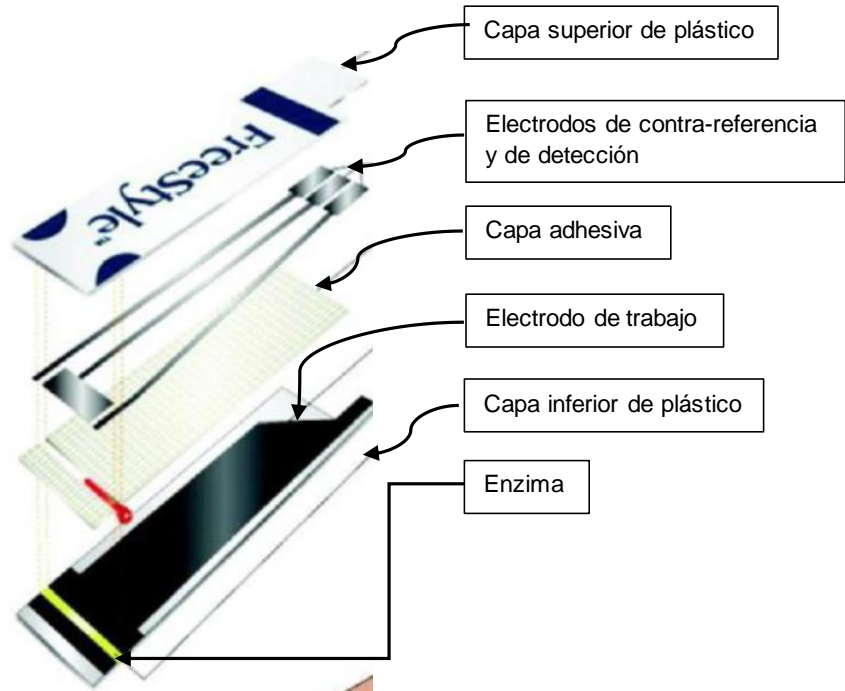


Figura 5 Composición de una tira reactiva [57]

Como se puede apreciar en la Figura 5, se muestran las partes que componen a una tira reactiva, esta última es muy usada en conjunto con un glucómetro y unas lancetas para extraer una gota de sangre, [66] la cual será cuantificada para conocer la concentración de glucosa en la sangre. A este proceso o técnica se le denomina glucometría, [61,64] esta última hace capaz la medición de la glucemia por medios invasivos, sin mencionar que los electrodos son miniaturizados ya que caben en un pequeño sustrato de plástico.

Generalizando los conceptos anteriores, se puede apuntar que los SMGB fueron los primeros métodos creados para el monitoreo de la glucosa, los cuales son considerados técnicas discontinuas, invasivas y usan sensores electroquímicos

amperométricos, como es el caso de las tiras reactivas para llevar a cabo la cuantificación de glucosa. Sin mencionar que estos son considerados analizadores químicos específicos, diseñados para la autodeterminación de la concentración de glucosa en la sangre capilar de los pacientes, capaces de prevenir episodios de hiperglucemia e hipoglucemia, [64,65] siempre y cuando se ejecute un correcto seguimiento de los niveles de glucemia para mejorar la seguridad del paciente.

Por otra parte con base a ellos se desarrollaron los CGM, los cuales son métodos continuos, que usan técnicas mínimamente invasivas o no invasivas, y se apoyan en el uso de sensores o bio-sensores enzimáticos o no enzimáticos capaces de cuantificar la glucosa presente en la sangre, plasma, bio-fluidos y fluidos intersticiales del cuerpo humano. Además tienen la habilidad de realizar continuamente el monitoreo de los niveles de glucemia sin necesidad de estar ejecutando un proceso similar a la extracción y cuantificación de la glucosa por medios discontinuos.

A continuación se procederá a enlistar las partes del cuerpo humano en donde se puede llevar a cabo la medición de glucosa. Las partes más importantes donde se han llevado a cabo estas pruebas son en la:

- Mano
- Palma
- Dedos de la mano
- Antebrazo
- Brazo
- Muslo
- Pantorrilla
- Lóbulo de la oreja
- Mucosa labial
- Mucosa oral

- Lengua
- Tabique nasal
- Mejilla [1,9,12,51,52,53,57,66]

Cabe mencionar que existe otra forma de medir la concentración de glucosa en la sangre, la cual tiene un mayor grado de proximidad y exactitud, que es a través de la parte interior del labio, así como en la saliva y en la lengua, dando una medición al paso de algunos minutos. [1,9,12,52,53] En otras palabras lo que se trata de describir, es que se puede sustituir una muestra de sangre por otro tipos de fluidos o bio-fluidos tales como la saliva, orina, sudor y lágrimas [11,53,68,72] para poder cuantificar la concentración de glucosa presente en la sangre de una manera indirecta, como una alternativa que sea menos dolorosa para el paciente diabético que se está monitoreando sus niveles de azúcar.

Al mismo tiempo se puede apoyar y reforzar este principio mediante las mediciones de ciertas variables físicas y químicas presentes en el cuerpo humano, tales como la temperatura y los cambios de pH [11], esta última variable junto con la glucosa en la saliva forman parte de los componentes salivales [71]. Cabe mencionar que el pH del plasma sanguíneo humano oscila en los 7.4 [67], mientras que el pH de un cuerpo sano está comprendido entre 6.2 y 7.4, en donde el promedio del pH de la saliva fresca en adultos es de 6.4 [70]. La medición de esta variable en la mayoría de las veces es por medio del uso de electrodos o tiras especiales de pH.

Por tal motivo es de suma importancia remarcar que la saliva es un bio-fluido complejo, [73] que comprende numerosos componentes que penetran en la sangre a través de vías transcelulares o paracelulares. [72] Básicamente está formada por 99% de agua y 1% de electrolitos y compuestos orgánicos. [73] También es importante mencionar que la saliva tiene mayor índice de disponibilidad en

comparación con la sangre y requiere menos pasos de pre-tratamiento, puesto que el rango de generación de saliva oscila 0.1 hasta 5.5 mL/ min dependiendo del tipo de estimulación de las glándulas salivarias. [73] Estas virtudes de la saliva han llamado la atención de varios investigadores para desarrollar herramientas de diagnóstico salivales portátiles in vitro. [72]

Ciertos descubrimientos tecnológicos versan en la creación de tiras desechables, parecidas a los sensores electroquímicos usados por los glucómetros, las cuales se usan como un sensor potenciométrico para la medición del pH de la saliva. Dichas tiras potenciométricas consisten en un contacto sólido selectivo de pH y de un electrodo de referencia de contacto sólido de ionogel preparado en un sustrato impreso de doble pantalla. [68]

Este tipo de tiras desechables usadas para la medición de pH, están basadas en los electrodos selectivos de iones (ISE), que han sido ampliamente aplicados para detectar variedad de iones en muestras de sangre y saliva. [68] Estos electrodos tienen mucho potencial y un amplio rango de aplicaciones analíticas, particularmente cuando son fabricados en estado sólido, pues esto reduce su costo de fabricación por unidad. [68] Este tipo de tiras pueden aplicarse para un sin número de conceptos, como por ejemplo sensores portátiles o para el monitoreo en tiempo real de fluidos como la saliva o el sudor. [68]

1.2 ESTADO DEL CAMPO

Con base a la información del estado del arte previamente consultada, se procederá a mostrar una tabla comparativa con las diferentes patentes, modelos de utilidad, prototipos, dispositivos o metodologías existentes. [57,58,60,61,64,65] Las cuales se basen en el mismo principio de monitoreo de glucosa, también a las que procesen variables físicas y químicas del cuerpo humano, así como aquellas que apliquen técnicas, parámetros o criterios similares al proyecto que se desea desarrollar.

Esto se realiza con el fin de mostrar lo que se ha logrado hasta este momento en el sector salud, y así poder tomar información relevante de las patentes o prototipos aprobados para mejorar el proyecto a implementar. A continuación se muestra la tabla comparativa de estos dispositivos:

Tabla 1 Estado del campo de los dispositivos basados en el monitoreo de glucosa

Nombre del Dispositivo	Marca del Producto / Empresa	Rango de Medición (mg/dl)	Tipo de Tecnología Implementada	Descripción del Dispositivo
FreeStyle Navigator®	Abbott	20 – 500	Amperométrica y colorimétrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza tecnología de enzimas cableadas • Usa sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.3 µL de sangre • Tiempo de procesado de 7 segundos
FreeStyle Freedom® Lite	Abbott	20 – 500	Colorimétrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis

				<ul style="list-style-type: none"> • Tamaño de la muestra de 0.3 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
FreeStyle® Lite	Abbott	20 – 500	Colorimétrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.3 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
Precision Xtra™	Abbott	20 – 500	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
MediSense® Optium™	Abbott	20 – 500	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
Xceed™	Abbott	20 – 500	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos

Guardian®	Minimed	40 – 400	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar para el análisis • Monitoreo continuo de glucosa • Forma de procesado en tiempo real
Seven®	Dexcom	40 – 400	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar para el análisis • Monitoreo continuo de glucosa • Forma de procesado en tiempo real
SEVEN® PLUS	Dexcom	40 – 400	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar para el análisis • Monitoreo continuo de glucosa • Forma de procesado en tiempo real
ACCU-CHEK® Compact Plus	Roche Diagnostics	10 – 600	Reflectancia fotométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 1.5 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
ACCU-CHEK® Active	Roche Diagnostics	10 – 600	Reflectancia fotométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 – 2 µL de sangre

				<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de procesado de 5 segundos
ACCU-CHEK® Aviva	Roche Diagnostics	10 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
ACCU-CHEK® Advantage	Roche Diagnostics	10 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
ACCU-CHEK® Compact	Roche Diagnostics	10 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
ACCU-CHEK® Complete	Roche Diagnostics	10 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 0.6 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos

One Touch® Ultra® 2	Lifescan	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar y arterial para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
One Touch® Ultra Link™	Lifescan	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar y arterial para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
One Touch® UltraMini™	Lifescan	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar y arterial para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
One Touch® Select™	Lifescan	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar y arterial para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 µL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
One Touch® UltraSmart®	Lifescan	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar y arterial para el análisis

				<ul style="list-style-type: none"> • Tamaño de la muestra de 1 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
BREEZE® 2	Bayer	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre capilar para el análisis • Tamaño de la muestra de 1 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
Contour®	Bayer	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa deshidrogenasa (GDH) • Emplea sangre arterial • Tamaño de la muestra de 0.6 μL de sangre • Tiempo de procesado de 5 segundos
Ascensia Elite™	Bayer	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre arterial • Tamaño de la muestra de 2 μL de sangre • Tiempo de procesado de 30 segundos
Ascensia Elite™ XL	Bayer	20 – 600	Amperométrica	<ul style="list-style-type: none"> • Utiliza la enzima glucosa oxidasa (GOx) • Emplea sangre arterial • Tamaño de la muestra de 2 μL de sangre • Tiempo de procesado de 30 segundos

G4 Platinum Professional	Dexcom	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 9.00 % • Frecuencia de muestreo cada 5 min • Activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • Calibración del sistema cada 12 horas todos los días • Durabilidad del sensor hasta 7 días • Rango de transmisión de hasta 6 metros
Medtronic iPro 2	-	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 11.05 % • Frecuencia de muestreo cada 5 min • No cuenta con activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • Calibración del sistema 3 veces al día • Durabilidad del sensor hasta 6 días • Monitoreo y calibración mediante App
Freestyle Libre Pro	Abbott	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 12.30 % • Frecuencia de muestreo cada 15 min • No cuenta con activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • No necesita calibración del sistema • Durabilidad del sensor hasta 14 días

Dexcom G5 Mobile	Dexcom	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 9.00 % • Frecuencia de muestreo cada 5 min • Activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • Calibración del sistema cada 12 horas todos los días • Durabilidad del sensor hasta 7 días • Rango de transmisión de hasta 6 metros
Medtronic 670G	-	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 9.64 – 10.55 % • Frecuencia de muestreo cada 5 min • Activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • Calibración del sistema cada 12 horas todos los días • Durabilidad del sensor hasta 7 días • Rango de transmisión de hasta 1.8 metros
Medtronic 630G	-	-	Monitoreo continuo de glucosa	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 11.05 % • Frecuencia de muestreo cada 5 min • Activación de alerta ante cambios repentinos de glucosa • Calibración del sistema cada 12 horas todos los días • Durabilidad del sensor hasta 6 días • Rango de transmisión de hasta 1.8 metros

Como podemos observar en la Tabla 1, se pueden ver todos los dispositivos desarrollados hasta este momento, los cuales están en función de la bibliografía consultada. Además cabe mencionar que gran parte de ellos ya son artículos comerciales y aprobados por algún organismo reconocido como la FDA, ISO, WHO, ADA. Sin embargo algunos de estos dispositivos, técnicas y prototipos aún están bajo pruebas, mejoras, aprobaciones y testeos.

De esta forma es como se culmina el primer capítulo de esta investigación, el cual consto en dar una breve pero concreta idea de lo que se ha desarrollado hasta el momento acerca de dispositivos medidores de glucemia, utilizando el principio de sistemas de monitoreo continuo (o no) de glucosa. Los cuales ayuden a los pacientes diabéticos y a los doctores a realizar un seguimiento de sus niveles de glucosa en la sangre, esto con el fin de poder aplicar un tratamiento y control adecuado para este padecimiento.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

Para reforzar toda la información referente al estado del arte que se describió en la sección anterior, es importante definir algunos conceptos clave que se involucran en la cuantificación de la concentración de glucosa, sus métodos de extracción, así como del proyecto en general para discernir cualquier duda, esto con el fin de conocer el tema a profundidad.

2.1 SANGRE

La sangre es un líquido viscoso de color rojo oscuro cuando esta desoxigenada, o rojo escarlata cuando esta oxigenada, está es un vehículo líquido de comunicación vital entre los distintos tejidos del organismo. La cual principalmente está compuesta de células tales como: eritrocitos (glóbulos rojos), leucocitos (glóbulos blancos) y trombocitos (plaquetas), además de una solución coloidal que se la plasma sanguínea.

Es importante mencionar que la sangre circula por el cuerpo humano se basa en un sistema cerrado pero a la vez permeable al agua y a los electrolitos del plasma disueltos en ella. Un dato importante a resaltar es que dentro de un cuerpo humano de aproximadamente 70 kg, este contiene 5 litros de sangre, los cuales corresponde al 8% del peso corporal. Esta cantidad de sangre está dividida principalmente en dos partes, la primera de ellas denotada por 2 litros de las células de hematocitos y la otra por 3 litros de plasma, haciendo un total de 5 litros.

Cabe mencionar que las principales funciones que tiene este líquido vital son:

- El transporte de sustancias o nutrientes desde el intestino hasta los tejidos.

- El intercambio de gases donde se transporta oxígeno desde los pulmones hasta los tejidos; y viceversa dióxido de carbono desde los tejidos hasta los pulmones.
- El transporte de productos de desecho resultantes del metabolismo celular.
- La transferencia térmica entre todos los organismos del cuerpo.
- La transmisión y transporte de hormonas desde las glándulas endocrinas hasta los tejidos diana.
- Tiene una acción amortiguadora.
- Acción de defensa frente a cuerpos extraños y microorganismos invasores.

Como ya se había mencionado con anterioridad, la sangre cuenta con algunas células que la conforman, a ellas se les da el nombre de “células sanguíneas” y cada una tiene una función en particular, a continuación se mostrará la función de cada una de ellas.

Tabla 2 Descripción de las células sanguíneas

ERITROCITO	LEUCOCITO	TROMBOCITO
<ul style="list-style-type: none"> • Son conocidos como glóbulos rojos o hematíes. • Son células anucleadas cargadas de hemoglobina, la cual de la esa pigmentación roja a la sangre. • Su forma es aplanada como un disco bicóncavo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Son conocidos también como glóbulos blancos. • Existen varias formas de ellos tales como granulocitos, monocitos, linfocitos. • Su forma es esférica, con núcleo y organelas membranosas. 	<ul style="list-style-type: none"> • También reciben el nombre de plaquetas. • Son fragmentos de células grandes con abundantes vesículas de secreción. • Su forma es irregular de pequeño tamaño y sin núcleo. • Su principal función es del papel central

<ul style="list-style-type: none"> • Su principal función es el transporte de oxígeno (O₂) y dióxido de carbono (CO₂). 	<ul style="list-style-type: none"> • Su principal función es combatir cualquier microorganismo ajeno al cuerpo humano, está ligado con el sistema inmunológico. 	<p>en la hemostasia, que se encarga de detener las hemorragias.</p>
---	--	---

Como se puede ver en la Tabla 2, se mencionan las células más importantes que constituyen a la sangre, sin mencionar que también se enlistan su función principal dentro del cuerpo humano, su forma física y por supuesto la descripción de cada una de ellas, así como un nombre alternativo.

Cabe resaltar que la sangre también contiene un potencial de hidrogeno o pH, el cual oscila entre los 7.35 – 7.45. Además que su viscosidad y densidad están estrechamente relacionadas con la cantidad hematíes (hemoglobina) y su presión osmótica en el contenido de proteínas.

Una vez descrita la primera parte de la composición de la sangre, así como sus principales funciones y características. Se procederá a describir la segunda de ellas, la cual corresponde a la “plasma sanguínea”, que es un líquido amarillento claro constituido por un 95% de agua y el 5% restante por diversas sustancias en solución o suspensión.

Las sustancias antes mencionadas incluyen iones minerales tales como sodio, potasio, cloro; además de pequeñas moléculas orgánicas como aminoácidos, ácidos grasos y glucosa; y también proteínas como por ejemplo albuminas y fibrinógeno. En condiciones normales las proteínas del plasma constituyen el 7–9%

del plasma, destacando tres grandes grupos de proteínas, que son las albuminas, globulinas y factores de coagulación como el fibrinógeno y la protrombina.

A continuación se procederá a describir brevemente cada uno de estos grupos de proteínas, comenzando por “las albuminas” que son las más pequeñas y abundantes, sin mencionar que representan el 60% de las proteínas en la plasma. Estas son sintetizadas por el hígado y actúan como transportadoras de lípidos y hormonas esteroides en la sangre, siendo las responsables de la mayor presión osmótica (presión oncótica) que regula el paso del agua y solutos a través de los capilares.

“Las globulinas” representan el 40% de las proteínas presentes en la plasma, y básicamente se dividen en tres, que son: α -globulinas, β -globulinas y γ -globulinas. Cabe resaltar que la α y la β -globulina se sintetizan en el hígado y tienen la función de transportar lípidos y vitaminas liposolubles en la sangre, en cambio las γ -globulinas son anticuerpos producidos por células plasmáticas y resultan fundamentales en la defensa del organismo frente infecciones.

El caso de “fibrinógeno” es un importante factor de coagulación de la sangre, este es sintetizado en el hígado como las dos anteriores, y representa el 2-4% de las proteínas del plasma. Además cabe mencionar que normalmente la composición de la plasma siempre se mantiene dentro de unos límites seguros, esto es debido a diversos mecanismos homeostáticos.

Con base a la información anterior, es importante destacar la principal diferencia que existe entre plasma y suero, puesto que varios trabajos que están dentro del estado del arte muestran experimentos con sangre, plasma y suero. Por tal motivo

es de suma importancia definir cada uno de ellos, en el caso de la sangre se definió en párrafos anteriores.

El plasma es considerada la parte líquida de la sangre sin coagular, la cual contiene los tres grupos de proteínas antes descritos. Por su parte el suero, es el líquido sobrante que queda cuando la sangre se coagula totalmente, por lo cual tiene una composición similar a la plasma, aunque con la ausencia de fibrinógeno y algún otro factor de coagulación.

Con base a la información acerca de la composición de la sangre y la plasma, es momento de conocer cómo se relacionan estos compuestos con la concentración de azúcar en la sangre. Por tal motivo es importante mencionar que la concentración plasmática de glucosa es una función de la tasa de glucosa que entra en circulación (aparición de glucosa) equilibrada por la tasa de eliminación de glucosa de la circulación (desaparición de glucosa). [40]

2.2 GLUCOSA

Para comprender mejor el concepto de la glucosa y saber cómo es que funciona, además de las problemáticas que puede acarrear, es esencial conocer de dónde proviene la misma. Para lograr esto se comienza por saber que es un glúcido, el cual se define como las biomoléculas que están compuestas por elementos químicos tales como carbono, hidrogeno y oxígeno, como es el caso de la glucosa que está formada por seis átomos de carbono, doce de hidrogeno y seis de oxígeno, la cual tiene una fórmula molecular que es $C_6H_{12}O_6$, [56] por lo tanto se le considera una biomolécula, la cual tiene una masa molar de 180.1559 g/mol.

En base a la información anterior, los glúcidos también reciben el nombre de carbohidratos, hidratos de carbono o sacáridos, debido a que ellos constituyen la mayor parte de la materia orgánica de la naturaleza. Algunas de las funciones de estas biomoléculas son:

- El almacenar energía.- como el almidón en las plantas y el glucógeno en los animales.
- Intermediario metabólico.- como la glucosa, fructuosa, gliceraldehido.
- Elementos estructurales.- como paredes de bacterias, plantas, exoesqueleto de artrópodos.
- Componente de moléculas.- como ribosa (RNA), desoxirribosa (DNA).

Por tal motivo a la glucosa se le considera principalmente un monosacárido, puesto que proporciona energía a las células de una amplia gama de organismos, esta consideración se debe a que solo contiene una unidad de azúcar que la conforma. Sin mencionar que los monosacáridos son sólidos, incoloros, muy solubles en agua e insolubles en disolventes polares.

Cabe destacar que una unidad de azúcar, como se mencionó anteriormente, corresponde a una cadena carbonada sencilla, que son carbonos unidos por enlaces simples sin ramificaciones. Por tal motivo a la glucosa también se le considera un monosacárido D-aldosas, la cual se relaciona con la cantidad de azúcar que el organismo es capaz de absorber a partir de alimentos, y transformar en energía para realizar diferentes funciones o ayudar a mantener el cuerpo caliente. Esto hace que el transporte de azúcar al interior celular constituya un proceso esencial para el metabolismo energético. [17,53]

Dicho de otra forma la glucosa es considerada como una fuente primaria de energía para el cuerpo humano la cual ayuda a la formación de intermediarios metabólicos,

sin embargo la inadecuada concentración de glucosa en la sangre dirige hacia una enfermedad que se llama diabetes mellitus. [18] Por tal motivo es importante medir dichos niveles de concentración, aclarando que la concentración de glucosa se mide en miligramos de glucosa sobre decilitro (mg/dl).

Así mismo es importante mencionar que el indicador más sencillo del nivel de corrección del metabolismo de los hidratos de carbono de un paciente es la concentración de glucosa en la sangre, puesto que esta molécula se metaboliza rápidamente en el cuerpo dando un reflejo de la situación inmediata de estos mismos. [44] Por otra parte los glucógenos que es un tipo de polisacárido formado por cadenas ramificadas de glucosa son considerados como una reserva de energía, cabe mencionar que este es insoluble en agua.

Para poder saber la concentración de glucosa en la sangre, es necesario realizar mediciones de la misma, para lo cual las muestras biológicas más usadas son:

- Sangre total, ya sea capilar o venosa
- Hemolizado
- Plasma
- Suero
- Sangre desproteinizada
- Orina
- LCR [44]

2.3 DIABETES

La diabetes también conocida como diabetes mellitus, no es una entidad patogénica, más bien es un grupo de defectos metabólicos etimológicamente diferenciados [44] en la cual el páncreas del cuerpo no puede regular la cantidad de

azúcar en la sangre, o no puede producir la suficiente cantidad de insulina, lo cual provoca que no se puede usarse eficazmente. [5,26,31,39] Esta enfermedad es considerada como una condición médica, que afecta a pacientes que la sufren manifestando un inadecuado control de la concentración de azúcar en la sangre. [5]

De las principales complicaciones derivadas de esta condición, están ciertos factores de riesgo cardiovasculares tales como: la hipertensión arterial, la dislipidemia, la obesidad y la obesidad abdominal, así como amputaciones de extremidades, la ceguera, los cálculos renales y el daño al sistema nervioso. [2,5,11,37,39,50,52,53] Así mismo se pueden presentar síntomas como la poliuria, polidipsia, pérdida de peso, visión borrosa y disminución de defensas ante infecciones. [44]

De tal manera que esta condición médica es considerada una epidemia global por lo cual se ha indagado mucho acerca de ella, [33,36,38,50] puesto que afecta a una gran parte de la población mundial, entre ellos niños, adultos y adultos mayores. Desde una perspectiva global las personas con diabetes, según un estudio realizado en 2010, son alrededor de 285 millones de personas y se estima que para el 2030 sean de 439 millones. [38] Aunque siendo más específicos en el lugar de estudio y la población afectada, México es considerado uno de los países con mayor ocurrencia de diabetes a nivel mundial, puesto que ocupa el sexto sitio dentro de los países con esta enfermedad. [26]

Cabe mencionar que la diabetes mellitus es actualmente la principal causa de muerte en el país y según estudios demuestran que su tendencia muestra un aumento progresivo en los últimos años, dando como resultado un total de 75500 defunciones en el año 2008. Sin mencionar que la tasa de mortalidad en mujeres es de 73.6% y en hombre es de 63.4%, tomando una muestra de 100000 habitantes. [36]

Es importante destacar que la diabetes se puede dividir en tres tipos importantes, esta clasificación está expuesta por el Comité de Expertos en Diabetes de la OMS:

- Diabetes tipo 1
- Diabetes tipo 2
- Diabetes Gestacional [3,26,33,44]

2.3.1 INSULINA

Además es importante remarcar que la causa principal de esta regulación de azúcar en la sangre (glucemia) se debe principalmente a una hormona producida por el páncreas que controla estos niveles. La cual se le conoce como “insulina”, esta es un conjunto de células β que permite que la glucosa de los alimentos entre a las células del cuerpo y esta pueda ser utilizada para diferentes encomiendas. [53] Un dato extra a mencionar es que la insulina es una pequeña proteína conformada por dos cadenas de polipéptidos, la cual contiene 51 aminoácidos, también es una hormona anabólica clave que se secreta en respuesta al aumento de glucosa en sangre y aminoácidos después de la ingestión de una comida. [40]

Dicha hormona fue descubierta 1920 y está identificada como un regulador hormonal potencial en la aparición y desaparición de la glucosa en la circulación sanguínea. Puesto que es una hormona anabólica clave que se secreta en respuesta al aumento de glucosa en sangre y aminoácidos después de la ingestión de una comida. [40] Sin mencionar que su principal función de esta hormona es el de estimular que la glucosa desaparezca.

Esta hormona actúa como una llave que permite a las células del cuerpo absorber la glucosa y utilizarla como energía necesaria para que funcionen los músculos y tejidos. [26] El proceso de liberación de insulina sobre la glucosa en sangre en las

células del cuerpo se conoce como “metabolismo de la glucosa”. [39] Cabe mencionar que la insulina y el glucagón son reguladores potenciales del metabolismo de la glucosa. [40]

2.3.2 GLUCAGÓN

Por su parte el glucagón fue descubierto en 1950, y fue caracterizado como el mayor estimulador en la producción de glucosa hepática, en otras palabras su efecto es el contrario al de la insulina, puesto que esta hormona eleva los niveles de azúcar en la sangre y la insulina tiene el efecto inverso, el cual ayuda al cuerpo a transformar esa glucosa en energía. [11] Además cabe mencionar que esta hormona es producida por células α en el páncreas y es considerada como una hormona catabólica conformada por 29 aminoácidos. [40] Estos nuevos conceptos abrieron una nueva comprensión acerca de la interacción entre la insulina y el glucagón, los cuales guiaron hacia la definición de la diabetes.

Como bien se sabe la diabetes es consecuencia del aumento, disminución o resistencia de la insulina en el cuerpo humano, la cual afecta directamente a los niveles de glucosa en la sangre. A continuación en la siguiente imagen se muestra el proceso que realiza la insulina en conjunto con el páncreas y el hígado:

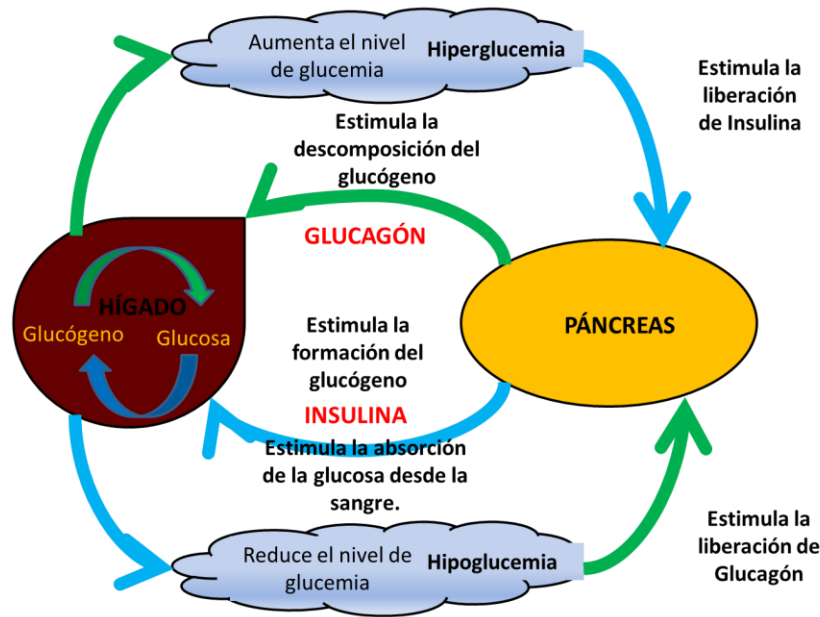


Figura 6 Producción y acción de la insulina [26]

Como podemos ver en la Figura 6 se muestra el ciclo de producción de la insulina, que como podemos apreciar todo empieza desde el páncreas, el cual produce dos tipos de hormonas, la insulina y el glucagón los cuales afectan al glucógeno. Que posteriormente estas dos hormonas son procesadas por el hígado el cual puede provocar que haya un aumento o disminución de glucemia (nivel de azúcar en la sangre), dando como resultado una hiperglucemia o una hipoglucemia.

Por tal motivo cuando el cuerpo no produce o produce muy poca insulina debido a que las células del páncreas dejan de trabajar, a este padecimiento se le conoce como diabetes tipo 1. [6,26] En el caso de la diabetes tipo 2, en donde el cuerpo se resiste a la insulina o no tiene la habilidad de utilizarla con la eficacia que debería de ser. [6,26] Y por último en el caso de la diabetes gestacional se debe principalmente a la aparición de niveles altos de glucosa en algún instante del embarazo poniendo en riesgo la salud de la mamá y el bebé, esta condición aumenta el riesgo de desarrollar diabetes tipo 2 más tarde en su vida. [26]

2.3.3 TÉCNICAS Y PARÁMETROS PARA IDENTIFICAR A UNA PERSONA DIABÉTICA

Por tales hechos para poder identificar si una persona tiene niveles adecuados de glucosa en la sangre o si padece algún tipo de diabetes, se procede a realizar varios tipos de pruebas, ya sean estandarizadas de laboratorio, que son la medición promedio de glucosa y un examen de hemoglobina glucosilada. En donde los niveles normales de glucosa en la sangre oscilan entre los 80 – 140 mg/dl. [12,27] Y los niveles de hemoglobina glucosilada (HbA1c), debe mantenerse en un rango menor a 6.5 %. [23,28]

Además cabe mencionar que para saber si una persona tiene o es candidata a contraer diabetes (prediabético), se ejecutan dos exámenes o pruebas más a las anteriores que ayudan al médico a determinar si la persona padece esta condición médica. La primera prueba es la denominada “prueba de glucosa en ayunas” o FGT, este test se basa en un parámetro que está en función de la concentración de glucosa, el cual está comprendido entre los 100 – 125 mg/dl, [36,53] si la persona sobrepasa estos estándares, se le puede considerar prediabética. La otra prueba que se aplica, es la “prueba oral de tolerancia a la glucosa” o OGTT, este examen tiene como parámetros una concentración comprendida entre de 140 – 199 mg/dl, [36,44,53] en donde sí se vuelve a sobrepasar esta cantidad, se anexa otra prueba que demuestra que la persona es prediabética.

Sin embargo existen otros métodos de detección de esta enfermedad, estos son la detección de la tolerancia del daño de glucosa (IGT) y la detección rápida del daño de glucosa (IFT), los cuales identifican a personas con un alto riesgo de desarrollar diabetes tipo 2. [21] Por tal motivo la Asociación Americana de Diabetes (ADA) y otras asociaciones más, propusieron un diagnóstico de diabetes basado en hemoglobina glucosilada (HbA1c), la cual no debe ser mayor o igual 6.5 % para clasificarse como diabético al paciente. [23,44,45]

También basados en un diagnóstico de prediabetes en donde se incluyen las detecciones IGT y la IFT, las cuales establecen un rango de hemoglobina de 39-47 mmol/mol o de un 5.7 - 6.4 % como un indicador de riesgo de desarrollar diabetes tipo 2. [21]

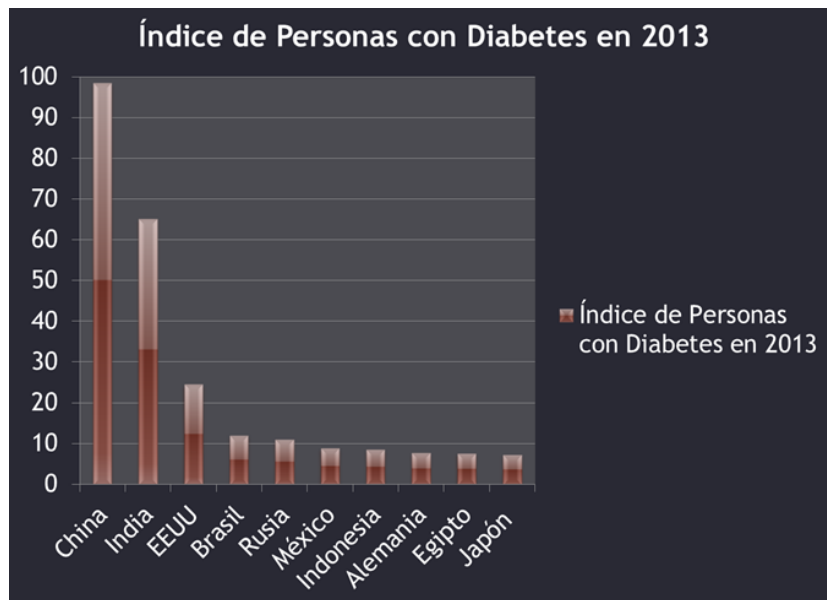
Con base a la información antes proporcionada, cuando una persona quiere saber de forma rápida su estatus ante esta enfermedad, debe aplicar la primera prueba mencionada. La cual consiste en buscar la concentración promedio de glucosa en la sangre por medio de la toma de una muestra sanguínea, la cual es procesada a través de un glucómetro convencional, esta arroja un valor que debe cumplir con los siguientes estándares de concentración en diferentes contextos:

- En ayunas y antes de cada comida: 70 - 144 mg/dl
- Después de cada comida: 90 – 180 mg/dl
- A la hora de dormir: 120 – 180 mg/dl
- Nocturnas: 80 – 160 mg/dl

Cabe resaltar que el monitoreo de estos valores se le conoce como objetivo glucémico. Además que un aumento excesivo de glucosa en la sangre comprendido entre 80 - 600 mg/dl puede provocar una hiperglucemia, o caso contrario una disminución peligrosa de estos valores <80 mg/dl puede provocar una hipoglucemia, puesto que los niveles normales están comprendidos de 80 -140 mg/dl. [12,27,65] Básicamente este padecimiento se genera debido a la pobre producción de insulina proveniente del páncreas que no controla efectivamente estos niveles de azúcar en la sangre.

Con base a lo anterior, podemos constatar que una variación de la concentración de azúcar en la sangre (glucemia) puede provocar algún tipo de diabetes. En función de esta información, se puede dar una visión más general acerca de cómo la

diabetes afecta a millones de personas en el mundo. Dicha información está respaldada a través de una encuesta realizada por la FID (Federación Internacional de Diabetes) en 2013, la cual muestra la siguiente gráfica, en donde se contiene los siguientes valores que representan a la población afectada por esta enfermedad:



Gráfica 1 Índice de personas diabéticas en el mundo según la FID [26]

Como se puede apreciar en la Gráfica 1, China es uno de los países más afectados por esta enfermedad con una cantidad de casi 100 mil personas, seguido por la India con más de 60 mil personas. Y dentro de esta estadística encontramos a México, con una población de casi 10 mil personas afectadas por este padecimiento.

2.4 DIABETES TIPO 1

Con base a la información anterior podemos expresar que cuando a un paciente se le diagnostica diabetes mellitus tipo 1, también conocida como diabetes insulino dependiente o diabetes juvenil. La cual se define como el resultado de un proceso autoinmune con un inicio repentino, en donde el sistema de defensas del

cuerpo ataca a las células β productoras de insulina en el páncreas, evitando así la producción y secreción de insulina. [26,33,39,44]

Es por eso que es necesario que el afectado sea tratado con múltiples dosis de insulina, aproximadamente de 3 a 4 veces diarias, o en su defecto una infusión subcutánea continua de la misma, esto con el fin de reducir los riesgos de hipoglucemia, [23] dicho de otra forma a este tipo de pacientes se les denomina como dependientes de la insulina y por lo general afecta a niños y a personas jóvenes.[36] Por otra parte cabe mencionar que al estricto control de glucosa aumenta la posibilidad de episodios de hipoglucemia, la cual está asociada con los síntomas de aviso involuntario tales como sudoración, temblor, palpitación y hambre. [24]

Sin embargo las personas con diabetes tipo 1 pueden llevar una vida normal y saludable a través de una combinación de terapia de insulina diaria, vigilancia estrecha de la glucosa, una dieta saludable y ejercicio físico regular. Más sin embargo el número de personas con este padecimiento está en aumento y las causas que la provocan son variadas desde aspectos medioambientales, dieta, alimentación o infecciones virales. [26]

2.5 DIABETES TIPO 2

La diabetes mellitus tipo 2, también denominada diabetes no insulino dependiente, es la más común que existe por lo general se presenta en adultos y adultos mayores, además cabe mencionar que este padecimiento va ligado con el historial familiar del paciente. [39,44] Este tipo de enfermedad afecta al cuerpo humano, en donde los principales síntomas que se presentan, son que las células β no produzcan suficiente insulina. O bien que exista una resistencia a la insulina que se produce, en donde las células del cuerpo no hacen uso de la misma, volviendo disfuncional

a todo el sistema, evitando que el cuerpo pueda responder óptimamente a sus efectos dando como resultado la acumulación de glucosa en la sangre. [26,33,39]

Con base a lo anterior la diabetes tipo 2 puede pasar inadvertida y sin diagnosticar por años [26] y los afectados no son conscientes del daño que les puede provocar. Propiciando con esto que a esta condición se le considere como una epidemia global, por tal motivo la Federación Internacional de Diabetes (FID), en un estudio reciente demuestra que en el año 2013 casi 400 millones de personas en todo el mundo tienen algún tipo de diabetes. Esta complicación puede alcanzar para el año 2040 un total de 642 millones de personas. [22] Lo cual indica una cifra alarmante para la población médica.

Además cabe resaltar que las personas que tienen diabetes tipo 2, son de 2 a 6 veces más propensas a desarrollar enfermedades cardiovasculares, puesto que este padecimiento se genera principalmente en personas con sobrepeso, obesidad (predominantemente en el abdomen y cintura), sedentarias, con malos hábitos alimenticios, con presión arterial alta, con colesterol alto y fumadores. [36,39]

A su vez estos pacientes pueden desarrollar complicaciones como arterosclerosis, presión alta, amputaciones, cáncer, riesgo de neuropatía, y artritis. [22,39] Estas enfermedades adicionales afectan indirectamente a las personas diagnosticadas con esta mal, reduciendo enormemente su calidad de vida.

2.6 DIABETES GESTACIONAL (GDM)

La diabetes mellitus gestacional (GDM) es definida como un grado de intolerancia a la glucosa, con un primer reconocimiento durante el embarazo, [44] la cual afecta a cerca del 2 al 10% de los embarazos en los Estados Unidos. [30] Tomando como

punto de partida esta cifra, la cual corresponde a uno de los países más desarrollados mundialmente, demuestra que esta enfermedad se puede propagar en su población sin importar la calidad de vida, economía y un desarrollo tecnológico que tenga, afectando drásticamente a la salud de sus ciudadanos. Haciendo una comparación con países subdesarrollados, demuestra que estos últimos en su mayoría no se encuentran preparados para una contingencia de esta magnitud.

Con base a la información anterior se puede decir que las mujeres que nunca han padecido de diabetes, desarrollan una resistencia a la insulina, y por lo tanto provocan una alta concentración de glucosa en la sangre durante el embarazo, se afirma que tienen diabetes gestacional. [26,33]

La diabetes gestacional tiende a ocurrir tarde en el embarazo, por lo general en el periodo comprendido de la semana 26 – 30, [30] esta condición se produce debido a que la acción de la insulina es bloqueada probablemente por las hormonas producidas por la placenta. Sin embargo la diabetes gestacional no controlada puede provocar graves consecuencias tanto para la madre como para el bebé, [26] tal como alteración de la duración del embarazo, insuficiencia placentaria, hipertensión, preeclampsia, peso alto del recién nacido. [44]

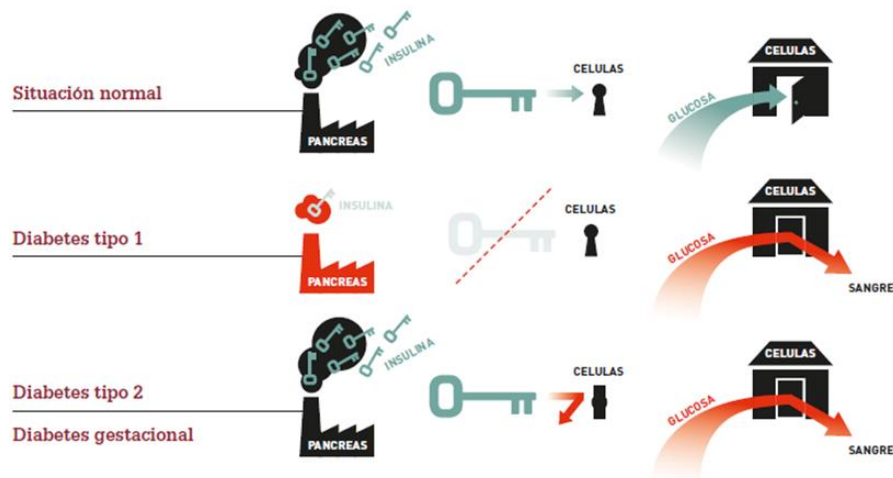


Figura 7 Descripción gráfica de los diferentes tipos de diabetes [26] ©

En la Figura 7 se muestra la forma de operación e interacción de los elementos principales que generan los diferentes tipos de diabetes, los cuales son representados como una analogía entre una empresa productora de llaves, que es el páncreas; la puerta de una casa con ranura la cual se va a utilizar como medio para emplear la llave, y esta representa a las células; y por último una casa donde se ve que está cerrada o abierta, la cual representa a la sangre y a la interacción con la glucosa debido a la insulina.

Ahora como bien sabemos existen estudios y estadísticas que demuestran que la diabetes mellitus en general es la causa principal de varias complicaciones médicas entre ellas están las: vasculares, renales, oculares, cardíacas y nerviosas. [18,29] Así como la obesidad y el sobrepeso infantil, son los principales factores de riesgo que generan enfermedades tales como la diabetes tipo 2. [20,22] Las cuales cobran un número elevado de vidas por año, que es alrededor de 5 millones de muertes, aproximado a un número mayor al 8% de las muertes globales. [22] Es por eso que la diabetes mal gestionada conduce a complicaciones graves y a la muerte prematura. [26]

Cabe resaltar que otro aspecto importante para el control de la diabetes tipo 2 así como la diabetes tipo 1 y gestacional, es el correcto manejo de la hiperglucemia y la hipoglucemia, que son factores que afectan enormemente a los niveles de azúcar en la sangre, [22] y estos son el resultado de un mal manejo glucémico y retrasos en el tratamiento de intensificación o modificación en el control de la hemoglobina. Puesto que una persona con diabetes no absorbe adecuadamente la glucosa y esta última sigue circulando por la sangre, a este tipo de comportamiento desordenado se le conoce como hiperglucemia la cual puede ocasionar discapacidades y complicaciones que pueden llegar hacer mortales. [26]

2.7 MONITOREO DE GLUCOSA

El auto monitoreo de glucosa en la sangre (SMBG) y el monitoreo continuo de glucosa (CGM), son considerados unos de los mayores progresos en la terapia de la diabetes, porque por primera vez los pacientes pueden determinar su nivel de glucosa en la sangre diariamente por sí mismos, mediante la utilización de dispositivos que los ayuden con esta encomienda.

Es por tal motivo que el auto monitoreo de glucosa en la sangre (SMGB) empieza hacer considerado indispensable en el tratamiento intensivo de insulina. [25] Así como el monitoreo continuo de glucosa (CGM) es una tecnología emergente, la cual brinda beneficios de optimización del tratamiento, prevención de complicaciones y monitoreo de prediabetes, [31] a través del control de la glucosa en pacientes con este padecimiento. [41]

Estos tipos de métodos son de los más investigados y utilizados hoy en día, puesto que ofrece beneficios de monitoreo frecuentes de glucosa a los pacientes diabéticos, dicho en otras palabras los métodos de SMGB y CGM son mucho más eficiente en comparación con los exámenes o pruebas de una sola muestra (PST).

Esto visto en cuestiones de tiempo, frecuencia de muestreo y confiabilidad. Además que este último método queda a consideración del paciente si lo lleva o no acaba.

El auto monitoreo de glucosa en la sangre tiene el propósito de ayudar a ajustar las dosificaciones de insulina en relación al tipo y tamaño de comida, las actividades físicas y estrés durante el día. [25] Esto bajo la supervisión y evaluación de un médico especialista.

Para lograr el objetivo del auto monitoreo de glucosa en la sangre podemos basarnos en otras técnicas más, las cuales están formadas por diferentes métodos, así como sensores, de la clase invasiva o no invasiva, para la obtención de la concentración de glucosa. Por lo general estos métodos antes mencionados en su mayoría son continuos y no invasivos.

Así mismo el bajo índice de glucosa en la sangre (LBGI) así como el alto índice de glucosa en la sangre (HBGI), pueden ser obtenidos mediante la aplicación de ambos métodos, que son el auto monitoreo de glucosa en la sangre (SMGB), y el monitoreo continuo de glucosa (CMG), para que después con la información obtenida se pueda usar para calcular el índice de riesgo de glucosa en la sangre (BGRI), así como un indicador de riesgo de valores glicémicos extremos. [27]

Cabe mencionar que ambos conceptos de SMGB y CMG son muy parecidos, pero son términos un tanto independientes, puesto que el SMGB en la mayoría de los casos se aplica primero y es un método de monitoreo de glucosa, y el CGM es una clasificación de sensores que respaldan al SMGB. Pero ambos términos se inmiscuyen y trabajan juntos al momento de calcular la concentración de azúcar en la sangre, así como alguna de sus complicaciones (hipoglucemia o hiperglucemia).

2.8 SENSOR

Un sensor es un dispositivo eléctrico o mecánico que es capaz de detectar magnitudes físicas y químicas, las cuales a través de un transductor se pueden transformar en variables eléctricas como resistencia, capacitancia, corriente y voltaje. Dicho de otra forma convierte una señal física de un tipo a una señal física de otra naturaleza.

Las magnitudes físicas que se pueden detectar son: luz, magnetismo, presión, temperatura, humedad, distancia, aceleración, inclinación, peso, fuerza, torsión y movimiento. Por otra parte las magnitudes químicas que puede sensor son pH, concentraciones de iones o compuestos.

Las principales características que definen a un sensor son:

- Rango.- valores máximos y mínimos para las variables de entrada y salida de un sensor.
- Exactitud.- la desviación de la lectura de un sistema de medida respecto a una entrada conocida.
- Repetitividad.- la capacidad de reproducir una lectura con una precisión dada.
- Reproductividad.- tiene el mismo concepto que la repetitividad con la diferencia que se utiliza cuando se toman medidas distintas bajo condiciones diferentes.
- Resolución.- la cantidad de medida más pequeña que se pueda detectar.
- Error.- es la diferencia entre el valor medido y el real.
- No linealidad.- la desviación de la medida de su valor real.
- Sensibilidad.- es la razón de cambio de la salida versus los cambios en la entrada.

2.9 SENSORES DE GLUCOSA

Cuando se habla de sensores de glucosa existe una amplia gama de clasificaciones de los mismos, en la cual se inmiscuyen categorías y subcategorías, es por eso que los sensores de glucosa generalmente se consideran como pruebas de una sola muestra (PST) y monitoreo continuo de glucosa (CMG). [3] Como ya se mencionó anteriormente, en dichos sensores de glucosa se debe considerar todas las clasificaciones posibles, como el hecho que pueden ser continuos o discontinuos, si se basan en un análisis in vitro o in vivo, si son invasivos, mínimamente invasivos o no invasivos.

Pero siendo más objetivos en este apartado, los sensores de glucosa se clasifican según su principio de detección de la muestra, puesto que como se mencionó en la sección anterior, un sensor es empleado según la magnitud física o química a detectar, en este caso es la concentración de glucosa en la sangre, por lo cual se puede emplear una serie de sensores de distintos principios.

Esto es debido a que se pueden utilizar sensores químicos por medio del empleo de electrodos, ISFET. O en defecto se pueden emplear sensores ópticos basados en absorción, reflexión y transmisión de un haz de luz; así como también están los fotométricos o colorimétricos que detectan los cambios de tonalidad de diferentes colores.

2.10 TELEMEDICINA

La telemedicina es definida como el uso de información médica intercambiada de un sitio a otro por medio de vías de comunicación electrónicas, para mejorar el estado de salud clínico del paciente diabético, así como para el control y manejo de la diabetes. [32] En otras palabras la telemedicina se relaciona con la forma de enviar o recibir datos de forma bidireccional a través de un servidor y de uno o varios

clientes. Esto se puede realizar de varias formas remotas, como por ejemplo el uso de una conexión inalámbrica (Wi-Fi) por medio de protocolos que den acceso a internet para la manipulación de datos clínicos, por medio de una interacción paciente – medico.

Así mismo la telemedicina permite una vigilancia más estrecha y un monitoreo continuo de glucosa en la sangre, así como una adherencia al tratamiento para los pacientes. [32] Este concepto trae consigo una serie de ventajas, como por ejemplo reduce la necesidad de las visitas personales en los consultorios u hospitales, también ayuda a los pacientes que tiene no tiene fácil acceso a servicios médicos, o aquellos que tiene problemas debido al transporte y ala distancia. [32]

2.11 PH

El pH es una medida de acidez o alcalinidad de una disolución. Esta variable indica la concentración de iones de hidrógeno $[H]^+$ presentes en determinadas disoluciones o sustancias. El significado de esta abreviación es potencial de hidrogeno o potencial de hidrónes y está definido como el opuesto del logaritmo base 10 o logaritmo negativo de la actividad de iones de hidrogeno.

Matemáticamente esta expresado de la siguiente manera:

$$pH = -\log_{10}[a_{H^+}] \quad \dots \dots (1)$$

Donde:

pH.- potencial de hidrogeno

a.- concentración efectiva

H+.- concentración de iones de hidrogeno

La escala para identificar el grado de acidez o alcalinidad en disoluciones acuosas está comprendido entre 0 y 14, en donde 0 es muy ácido, 7 es neutro y 14 es alcalino. Sin embargo la temperatura juega un rol muy importante en la medición del pH, puesto que en condiciones ideales a 25 °C, un pH igual a 7 es neutro, uno menor que 7 es ácido, y si es mayor que 7 es básico, ya que a distintas temperaturas, el valor de pH neutro puede variar debido a la constante de equilibrio del agua y por lo tanto la medición de pH puede ser errónea.

Para poder lograr este tipo de mediciones se hace uso de diferentes instrumentos o equipos de cuantificación de pH, entre los que destacan:

- Tiras reactivas tornasol
- pH-metro [68]

En donde este último se caracteriza por usar una serie de electrodos para cuantificar el pH de una sustancia. Dichos electrodos son el de referencia y el de trabajo, el primero está constituido por lo regular de Ag/AgCl (plata/cloruro de plata) y el segundo está formado de vidrio sensible al ion de hidrogeno.

Dichos electrodos guardan en su interior una solución de KCl (cloruro de potasio) a un cierto nivel de concentración, que por lo regular es a 3N (tres normal) según las especificaciones de ciertos fabricantes. Esta sustancia permite en primera instancia mantener el bulbo del electrodo o sensor en buenas condiciones, al mismo tiempo permite intercambiar los iones de hidrogeno de la sustancia hacia el vidrio del sensor donde se encuentra la solución de KCl para así tener una medición de pH.

Cabe mencionar que el pH de la piel humana es de 5.5 y el de la sangre oscila entre los 7.35 a 7.45, esto obtenido una muestra invasivamente para cuantificar el pH de esta sustancia.

2.11.1 PH DE LA SALIVA

A continuación se procederá a explicar la influencia del pH en la saliva, recordando que la saliva es un bio-fluido complejo [73] que se encuentra en estado líquido, la cual es generada por unas glándulas que existen en la boca, las cuales se llaman glándulas salivares. [73] Estas son las encargadas de generar al día entre 0.5 a 2 litros de esta sustancia, dicha producción está sujeta al ciclo circadiano, el cual controla el reloj biológico para la producción de ciertas sustancias en el cuerpo humano para su correcto funcionamiento.

En cuestiones del pH de la saliva este oscila entre 6,5 y 7 [67,70] aproximadamente, además que esta sustancia está compuesta de agua y de iones como el sodio, el cloro o el potasio, y enzimas que ayudan a la degradación inicial de los alimentos, cicatrización, protección contra infecciones bacterianas e incluso funciones gustativas. A través de la cuantificación del pH de la saliva se puede determinar su acidez o alcalinidad así como el diagnóstico de ciertas enfermedades en el organismo.

Las enfermedades que se pueden determinar a partir del pH de la saliva son las caries, enfermedad periodontal, diabetes, hipertensión, anemia y osteoporosis. Aunque existen organizaciones que están en contra del uso del pH de la saliva como una herramienta diagnóstica.

2.12 COLOR

El color tiene muchas definiciones, aplicaciones y conceptos, por lo cual se puede decir que este término así como sus asociados son muy ambiguos. Pero este concepto se puede definir según el campo en el cual se aplique, puesto que en física este es definido como las variaciones en las distribuciones espectrales de la luz, ya sean emitidas directamente por alguna fuente o si son reflejas o transmitidas por algún objeto.

En 1944 la OSA por sus siglas en inglés (Asociación Óptica de Estados Unidos) la definió como aquellas características de la luz distintas de las inhomogeneidades espaciales y temporales. En el ámbito de la química este concepto se refiere a las diferencias espectrales debidas a las variaciones en la composición molecular o en la configuración de los compuestos a analizar.

Sin embargo haciendo una sinergia de todos los conceptos antes mencionados, se puede decir que el color es la impresión producida por un tono de luz en los órganos visuales. Ya que es por medio de la vista (ojos) que la mayoría de las personas pueden identificar los colores que existen a su alrededor. En otras palabras se puede declarar como una percepción visual que se genera en el cerebro de los humanos y en el de otros animales, al interpretar las señales nerviosas que le envían los foto-receptores de la retina del ojo, los cuales son los conos y los bastones, que a su vez interpretan y distinguen las distintas longitudes de onda que captan de la parte visible del espectro electromagnético.

Ya que la unidad para medir, cuantificar y determinar el color que se está analizando es a través de las longitudes de onda. Las cuales son producto de la descomposición de la luz blanca o visible del espectro electromagnético, el cual es muy amplio, y en él se puede encontrar luz o colores que se pueden ver o no a

simple vista. Puesto que hay que recordar que todo cuerpo o sustancia al ser iluminados absorbe una parte de las ondas electromagnéticas y las restantes las reflejan o dispersan.

En donde las ondas reflejadas son captadas por el ojo humano e interpretadas en el cerebro como distintos colores según las longitudes de ondas correspondientes. Es importante mencionar que el ojo humano solo percibe dichas longitudes de onda cuando la iluminación es abundante en el objeto o cuerpo a analizar, pero con poca luz solo se ve en blanco y negro.

Abordando un poco el principio de cómo se genera la luz o el color blanco y negro, este primero se debe a la superposición de los colores rojo, verde y azul, el cual es denominado "síntesis aditiva de color", mientras que la superposición de los colores cian, magenta y amarillo o también llamada "síntesis sustractiva de color" da como resultado el color negro, que es la ausencia de luz. Cabe resaltar que la luz blanca puede ser descompuesta en todos los colores del espectro visible, la cual pertenece al espectro electromagnético, esto se logra gracias al uso de un prisma, el cual emplea la dispersión refractiva para visualizar cada uno de los colores, como los que se pueden apreciar en los arcoíris.

Enfocando estos conceptos a como el ojo humano podría procesar los colores, se aborda un tema relacionado con la percepción del color, en donde este fenómeno tiene lugar en las células sensibles de la retina, las cuales se llaman conos. Estos conos se dividen en tres tipos, los cuales están en función del tipo de luz que captan y la longitud de onda a la cual trabajan, entre ellos destacan el color:

- Rojo
- Verde
- Azul

Que como se puede corroborar en la información anterior, estos son los tres colores primarios aditivos, que cuya combinación da lugar a toda la gama de colores incluyendo la luz blanca, por tal motivo la visión humana es considerada tricromática. Aunque este fenómeno es del tipo físico, cuando entre en contacto con el sistema óptico del cuerpo humano, las células de la retina, que son los fotorreceptores, capturan la luz y la transforman en impulso electroquímicos que son transportados al nervio óptico.

Estas células sensoriales de la retina reaccionan de forma distinta a la luz y a la longitud de onda, puesto que los bastones solo se activan cuando hay oscuridad y solo permiten ver en blanco, negro y distintos grises. Mientras que los conos se activan cuando los niveles de iluminación son altos, estos últimos captan las radiaciones electromagnéticas. Dichas células sensoriales se caracterizan por tener una longitud de onda en específico y cada una de ellas posee un foto-pigmento derivado de la opsina.

Dichos tipos de conos se presentan a continuación:

- **Cono L.-** capta onda largas de 650 nm, correspondiente a la zona del espectro de la luz roja mediante el foto-pigmento eritropsina.
- **Cono M.-** capta ondas medias de 530 nm, correspondiente a la zona del espectro de la luz verde, mediante el foto-pigmento cloropsina.
- **Cono S.-** capta ondas cortas de 430 nm, correspondiente a la zona del espectro de la luz azul, mediante el foto-pigmento cianopsina.

Como se puede observar estos tipos de conos son similares a los colores primarios o RGB que se enlistaron en la información anterior, los cuales son responsables de crear la luz blanca y todos los demás colores. De esta forma es como se culmina el apartado del capítulo II que conforma a este proyecto de investigación.

CAPÍTULO III

3. DESARROLLO TEÓRICO

A continuación en esta sección se describirá, detallará y justificará cada una de las acciones y decisiones tomadas dentro del diseño de estructuras, piezas y tarjetas electrónicas (PCB). Así como de las simulaciones y de los diagramas de flujo correspondientes a los programas que ayudaron a llevar a cabo la implementación total del proyecto.

También se presentarán los principales circuitos que forman parte importante del proyecto, así como de los diagramas de flujo que ayudan a identificar la secuencia lógica de los programas enfocados al control general de los sensores. Por otra parte se abordará el diseño de un contenedor como primer prototipo y de una base para un electrodo de pH.

3.1 DISEÑO

Como ya se mencionó anteriormente en este apartado, como primera encomienda se procederá a describir el diseño de las tarjetas electrónicas que conforman a este proyecto. Las cuales corresponden principalmente a una fuente de alimentación y a una tarjeta que posee dos micro-controladores junto con los sensores utilizados, en un mismo PCB.

Por tal motivo para poder realizar esta encomienda, se hizo uso del software de diseño electrónico Eagle 7.6.0[®], que es un programa que permite realizar diagramas esquemáticos y de pistas para placas, en función de diagramas electrónicos previamente establecidos. En donde se realizan las conexiones correspondientes entre sus componentes para que funcione el circuito, sin mencionar que al mismo tiempo dicho software tiene la habilidad de generar las pistas de cobre de manera manual o automática para la futura manufactura del PCB.

Como segunda encomienda se tiene el diseño de dos piezas, las cuales se van a llevar a cabo por medio del empleo de un software de diseño mecánico. Estas van a ser las correspondientes al contenedor como primer prototipo general y a una base para el electrodo de pH, en donde se describen los medios usados para llevar a cabo dichas implementaciones.

Para lograr esto se hace uso de un software de diseño mecánico denominado SolidWorks 2014[®], el cual nos permite llevar a cabo una creación preliminar y/o final de las estructuras de dichos componentes, para que de este modo se pueda ejecutar su futura manufactura o modificación según se requiera.

3.1.1 DISEÑO DE TARJETAS ELECTRÓNICAS (PCB'S)

3.1.1.1 DISEÑO DE FUENTE DE VOLTAJE

En primera instancia se procederá a describir el diseño de una fuente de alimentación, la cual proporcione un voltaje y una corriente necesaria para alimentar a tres sensores, una tarjeta electrónica y al mismo tiempo a un módulo bluetooth HC – 05, este último con el fin de crear una comunicación inalámbrica para mandar datos hacia un dispositivo móvil.

Para tener una idea más general acerca del diseño de la fuente, así como de sus características eléctricas. Se procederá a crear una tabla en donde se establezcan los nombres de los dispositivos a conectar, el voltaje de trabajo de los mismos, así como el consumo de corriente de cada componente. De esta forma se sabrá las características eléctricas finales y los componentes que se requieren para el diseño y la fabricación de dicha fuente.

Tabla 3 Relación de sensores y dispositivos a alimentar por la fuente de energía

DISPOSITIVO A ALIMENTAR	VOLTAJE DE TRABAJO	CONSUMO DE CORRIENTE
LM35	5 VCD	60 μ A
SKU:SEN0161	5 VDC	13 mA
TCS3200	5 VCD	30 mA
HC-05	3.3 VDC	25 mA
Arduino Mega	5 VCD	93 mA
Arduino Nano	5 VCD	15 mA
Iluminación	12 VCD	160mA

Como se puede apreciar en la Tabla 3, se encuentran plasmados los principales componentes que van a ser alimentados a través de la fuente que se va a desarrollar. Estos tienen un nivel de voltaje en particular que varía desde los +3.3 a los +12 VCD, así como una determinada corriente de consumo en general, la cual está calculada en 340 mA. Esto es en base a la suma de las corrientes de los dispositivos antes mencionados, pero para asegurar un amortiguamiento de corriente por cualquier situación, se establecerá dicha magnitud en 350 mA.

En función de estos datos es como se va a diseñar y a crear la fuente de alimentación, por lo cual el primer paso que se necesita hacer es determinar cuántas salidas de voltaje va a tener la fuente y cuantos amperes requiere el transformador para abastecer a todos los dispositivos antes enlistados. Así como contemplar los componentes que ayuden a la rectificación de onda, a la reducción de voltajes y a la disminución de ruido de la fuente.

Para lograr este acometido se requiere que la fuente de voltaje a desarrollar cuente con las siguientes características eléctricas:

- Tenga con seis salidas de voltaje: 3.3 VCD, 5 VCD, 9 VCD, +12 VCD, -12 VCD y GND.
- Use un transformador reductor con entrada de 127 VCA y salida a 24 VCA, a 500 mA para abastecer los 350 mA propuestos.
- Cuente con un puente rectificador de onda completa a 1 A, para convertir los 24 VCA a 24 VCD.
- Use una serie de capacitores ya sean electrolíticos, cerámicos o de tantalio configurados como filtros para reducir el rizo de la señal rectificada.
- Implemente reguladores de voltaje a 3.3 VCD (SPX3940), 5 VCD (L7805), 9 VCD (L7809), +12 VCD (L7812), -12 VCD (L7912) para aprovechar los 24 VCD.

Como se puede observar en los puntos anteriores, la fuente de voltaje a desarrollar debe cumplir con las características enlistadas, esto con el fin de poder alimentar a todos los dispositivos mencionados en la Tabla 3. El proceso para la reducción, rectificación, filtrado y regulación de los voltajes es muy importante, puesto que para lograr el diseño de esta fuente se debe seguir los siguientes pasos ilustrados por medio del diagrama a bloques:



Figura 8 Diagrama a bloques de la metodología para el diseño de la fuente

Una vez conocida la metodología para el diseño de la fuente a través del diagrama a bloques ilustrado por la Figura 8, se pasa a la etapa de diseño mediante el uso del software Eagle 7.6.0[®]. El cual se divide en dos partes importantes, la primera de

ellas es la fase de los esquemáticos y la segunda es la correspondiente a los boards. A continuación se muestra el diseño esquemático de la fuente:

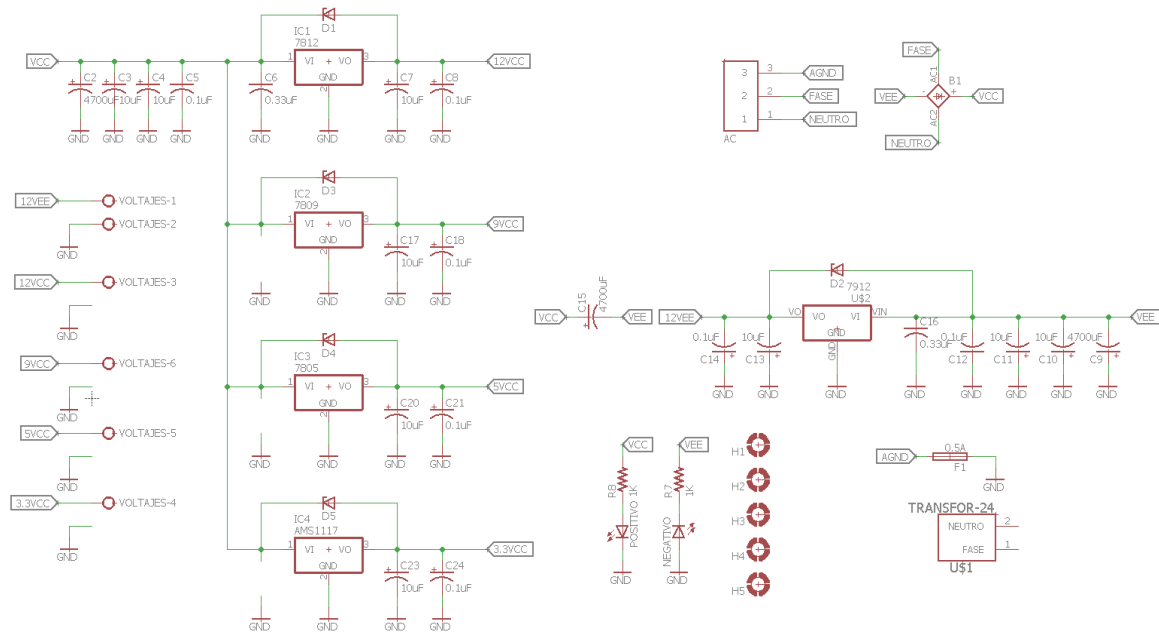


Figura 9 Diagrama esquemático de la fuente de alimentación realizada en Eagle 7.6.0®

Como se puede observar en la Figura 9, se muestra el diseño esquemático de la fuente, en donde la principal función de esta modalidad es representar los elementos físicos por medio de componentes tipo esquemáticos o SPICE, los cuales se colocan en una hoja de trabajo y se conectan entre sí, con el fin de obtener el circuito electrónico de la fuente en su totalidad.

Cabe mencionar que el diseño esquemático de la Figura 9 está en función de la secuencia de pasos de la Figura 8, pero se encuentran revueltos, sin embargo podemos identificar claramente cada una de estas etapas. Comenzando de derecha a izquierda y de abajo hacia arriba encontramos la fase de reducción, seguida de la etapa de rectificación, así como la de filtrado y la de regulación de voltajes, y por último se encuentra la etapa de salida representadas por las clemas.

Una vez realizado el diseño esquemático se procederá a ejecutar la siguiente etapa, la cual consta en manipular la hoja de trabajo del board. Puesto que en esta sección se crean y trazan las pistas, así como los pads de cobre correspondientes a cada componente. Los cuales ayudan a que todos los elementos se conecten entre sí de acuerdo a su función y a su configuración que se les asigno, para que de esta manera puedan trabajar adecuadamente.

Cabe mencionar que en este apartado el cual se refiere al trazado de las pistas, se puede realizar de dos formas. La manera automática que se genera por medio del mismo software el cual en-ruta todos los componentes, y la manera manual la cual se lleva a cabo por el mismo usuario. Sin embargo es importante destacar que para realizar esta encomienda se debe tener en cuenta un par de reglas de diseño, las cuales van enfocadas hacia el trazado de las pistas, algunas de ellas son evitar formar ángulos de 90°, no prolongar tanto la pista, elegir el grueso de la pista adecuado. Puesto que si no se llevan a cabo adecuadamente estos procesos, se puede afectar al funcionamiento del circuito final.

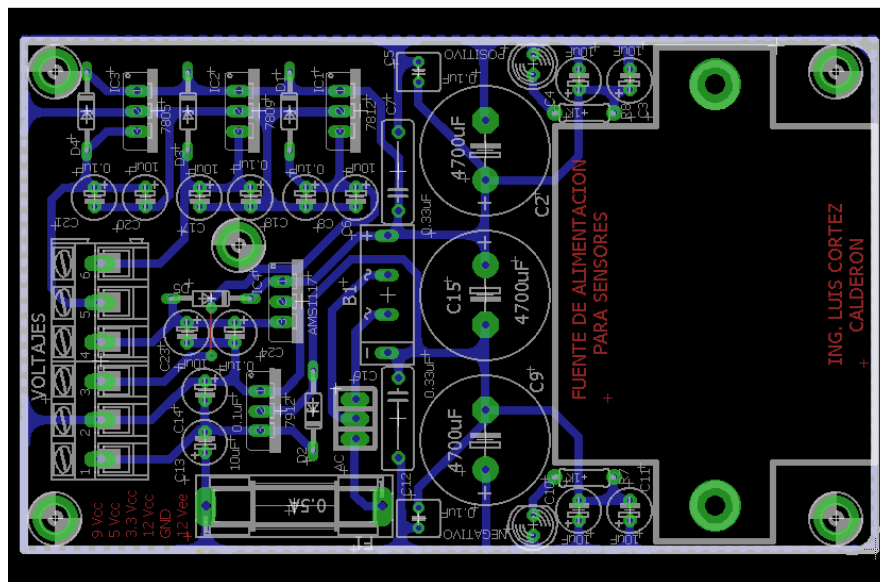


Figura 10 Diagrama del trazado de pistas y pads de cobre, realizado en Eagle 7.6.0®

Como se puede apreciar en la Figura 10, se muestra el board de la fuente de voltaje, en donde podemos ver todas las pistas de cobre representadas por las líneas color azul. Al mismo tiempo se pueden reconocer los pads representados por las figuras de color verde y los componentes físicos remarcados con líneas color gris, así mismo se encuentran los rótulos del diseño denotados con color rojo.

En el caso de los componentes físicos, se puede notar la clasificación y distribución proveniente de la Figura 8, tomando en cuenta que se debe leer de derecha a izquierda. Encontramos el transformador eléctrico, los capacitores electrolíticos, los cerámicos y los de tantalio, así como los reguladores de voltaje, un fusible y las clemas de salida. La finalidad de realizar este tipo de diseños, ya sea esquemáticos y de boards para circuitos electrónicos, es distribuir y conectar correctamente los componentes a través de pistas de cobre. Para que de esta forma se puedan imprimir o transferir dichas pistas hacia una placa del mismo material, la cual va a tener una misión o función en particular, que va ayudar a culminar un proyecto en particular.

3.1.1.2 DISEÑO DE TARJETA ELECTRÓNICA PARA MICRO-CONTROLADORES Y SENSORES

A continuación se presentará el diseño esquemático y de board de un PCB enfocado hacia la instrumentación electrónica, puesto que este va a contener una serie de placas de adquisición de datos Arduino, las cuales realizarán tareas distintas usando los mismos sensores. Este diseño de PCB se va a implementar con el fin de reducir cables, espacio, ruido y mejorar la toma de las mediciones.

En función de la alimentación y del consumo de los dispositivos involucrados en esta tarjeta, se procederá a realizar los diseños esquemáticos y de board de dicho PCB. Para lo cual se hará uso del siguiente diagrama a bloques, el cual fue realizado

para entender y comprender correctamente los pasos a seguir para lograr culminar este circuito:



Figura 11 Diagrama a bloques de la metodología para el diseño de la tarjeta electrónica

Como se puede apreciar en la Figura 11, se notan las cinco diferentes etapas que conforman a la tarjeta electrónica final, las cuales son:

- La fase de implementación de dos tarjetas de adquisición de datos Arduino, una placa Mega y una Nano.
- La etapa de integración de los sensores a utilizar, los cuales son el LM35, SKU: SEN0161 y TCS3200.
- La colocación de una serie de conectores y dip switch, los cuales van a permitir compartir la señal de los sensores entre las dos tarjetas Arduino, y al mismo tiempo poder alimentarlos.
- La integración de una comunicación alámbrica por medio de un cable USB, y la implementación de una comunicación inalámbrica a través de un módulo bluetooth HC-05.
- Y por último la etapa correspondiente a la culminación total del PCB.

De esta forma es como se compone la metodología a seguir para la correcta distribución de los dispositivos a emplear, para así tener un óptimo desempeño en el proceso de diseño de este PCB.

Una vez conocidos, comprobados y analizados todos estos pasos, se procedió a crear el diseño del circuito electrónico usando el software de Eagle 7.6.0[®]. Comenzando por la parte esquemática de este PCB, la cual se muestra en la siguiente imagen:

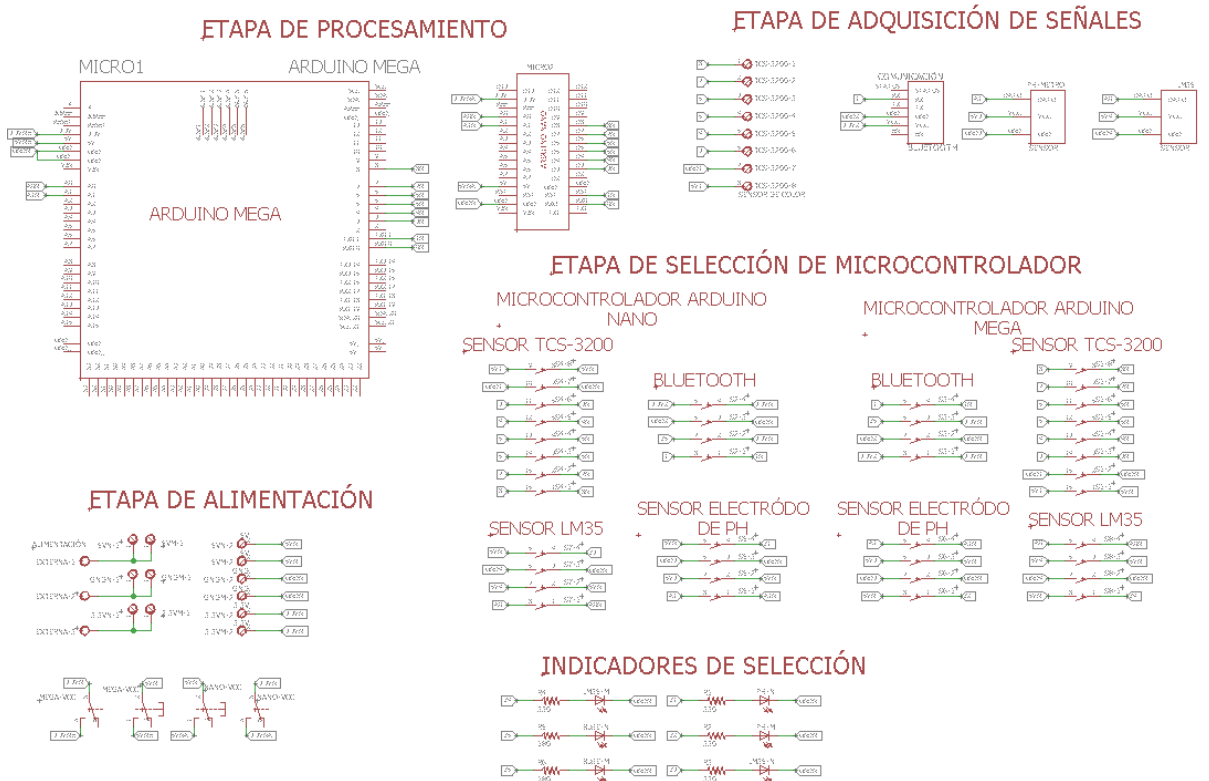


Figura 12 Diagrama esquemático de la tarjeta electrónica final, realizada en Eagle 7.6.0[®]

Como se puede observar en la Figura 12, se muestra el diseño esquemático de la tarjeta electrónica final. La cual contiene en su interior la mayor parte de las etapas que constituyen al proyecto, las cuales son la fase de los sensores, de adquisición, de procesamiento y de transmisión de datos. Estas se integran en un solo PCB con el fin de reducir espacio, conexiones eléctricas y el posible ruido generado por factores externos. Esto se hizo con el fin de poder realizar y obtener lecturas sin variaciones o fluctuaciones.

Una vez explicada la sección anterior, se procederá a realizar el diseño del board de la placa electrónica. El cual consiste principalmente en trazar una serie de pistas y un conjunto de pads, estos últimos corresponden a las pines de cada elemento. Para que de esta forma se pueda generar una serie de conexiones eléctricas a través de líneas de cobre, las cuales sustituyen a los cables convencionales. Y de esta manera poder brindar una mayor confiabilidad al momento de la disminución de espacios, conexiones y ruido generado por factores externos. A continuación se muestra la imagen correspondiente a este diseño:

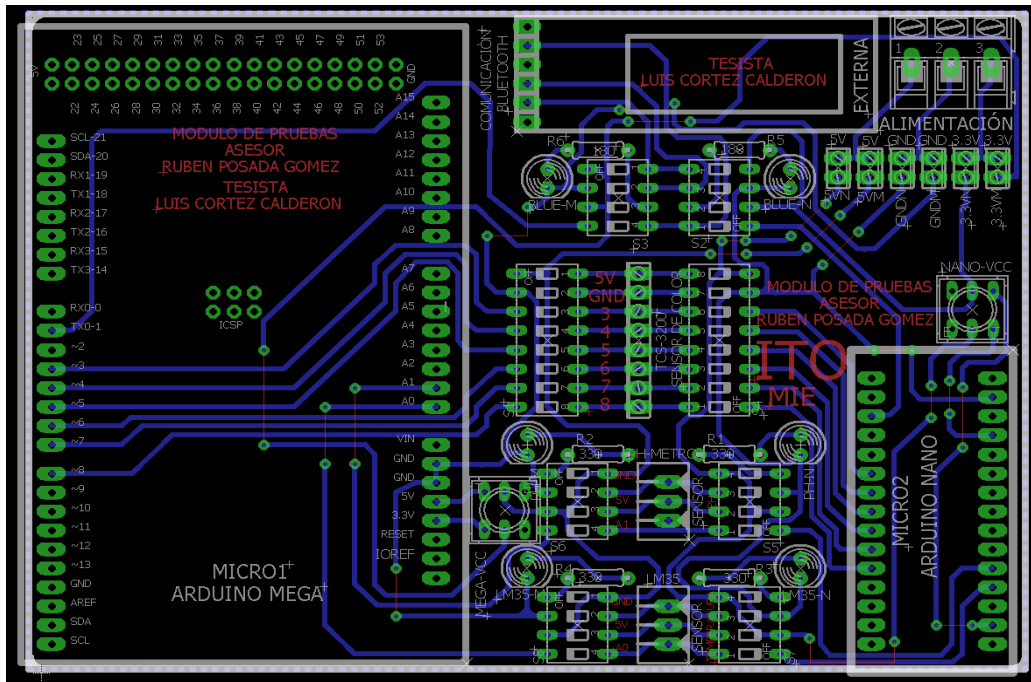


Figura 13 Diagrama board del trazado de pistas y pads de cobre, realizado en Eagle 7.6.0©

Como se puede apreciar en la Figura 13, se muestran las pistas de cobre realizadas, las cuales están representadas por las líneas de color azul. También se puede apreciar los pads o barrenos a realizar, los cuales están denotados por el color verde. Y por último están los componentes físicos, ilustrados por medio de líneas de color gris, estos son dos tarjetas Arduino, un bluetooth HC-05, un par de clemas y conectores tipo dip switch. Sin mencionar los rótulos de la placa, los cuales están

representados por el color rojo, todo esto conjuntado en una sola tarjeta para que pueda funcionar adecuadamente.

De esta manera es como se culmina la etapa de diseño de PCB's, en la cual se describieron los pasos y diagramas de los circuitos realizados en Eagle 7.6.0[®]. En donde se destacan el diseño de una fuente de voltaje y de una tarjeta electrónica capaz de albergar a una etapa de sensores y a una serie de tarjetas de adquisición y procesamiento de datos. Por tal motivo a continuación se procederá a realizar el diseño de las piezas y estructuras mecánicas que conforman al proyecto físicamente.

3.1.2 DISEÑO DE PIEZAS MECÁNICAS

3.1.2.1 DISEÑO DE CONTENEDOR PARA ELECTRODO DE PH

Pasando a otro punto importante dentro del desarrollo de este capítulo, se abordará un tema relacionado con el diseño mecánico de ciertas piezas o contenedores. Comenzando por una base para colocar un electrodo perteneciente a un sensor de pH, este se realizará con la finalidad de tener un modelo adecuado para poderlo manufacturar e implementar. El cual debe ser capaz de albergar a este dispositivo de manera segura y confiable, evitando con esto que se pueda caer y romper.

Con base a esta información, se procederá a realizar el primer diseño mecánico enfocado al alojamiento de este dispositivo, para ello se hará uso del software SolidWorks 2014[®] para poder realizar el diseño de la pieza. Cabe mencionar que este software de diseño mecánico cuenta con muchas funciones, dentro de las principales se encuentra el diseño de piezas, ensamblaje, dibujo técnico, simulación de fluidos y una de las más importantes e interesantes, la exportación de las piezas a formato STL. Para que estas puedan ser manufacturadas a través de una impresora 3D por medio de una manufactura aditiva de material.

Cabe mencionar que esta fue la principal razón de utilizar este software y este tipo de manufactura, puesto que la impresora Robo3D[®] con la que se cuenta en el laboratorio ofrece este beneficio. Además es importante resaltar que esta impresora usa como materia prima un producto llamado PLA, el cual se emplea para generar las piezas. Dicho polímero está constituido por moléculas de ácido láctico con propiedades semejantes a las del PET, sin mencionar que este material se caracteriza por ser biodegradable, fácil de imprimir, estable y se puede encontrar en varios tonos de colores como el negro.

La principal función de este proceso es el de crear estructuras o piezas con paredes finas utilizando el material anteriormente descrito, haciéndolo idóneo para la impresión de los diseños que se desean manufacturar. Puesto que se busca que dichas piezas tengan un buen grado de dureza y un peso ligero para la aplicación que se le va a dar.

Con base a lo anteriormente descrito, se presenta el diseño de la primera pieza realizada en SolidWorks 2014[®], la cual también fue manufacturada por primera vez en la impresora Robo3D[®]. Esta es el primer prototipo referente a una base para el electrodo del sensor de pH, a continuación se muestra dicho diseño:

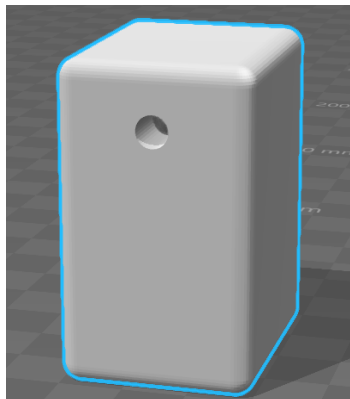


Figura 14 Base para electrodo diseñada y manufacturada en SolidWorks 2014[®] y Robo3D[®]

Como se puede apreciar en la Figura 14 se muestra el primer diseño de la base para el electrodo de pH, el cual fue impreso en 3D con material PLA negro. Teniendo una duración total de 2 horas de manufactura aditiva, un peso final de 20 gramos y tres barrenos realizados en esta pieza. Dos de ellos tienen un diámetro de 5 mm y están ubicados en la parte inferior de la pieza, los cuales tienen por objetivo sacar el aire que se llegue a almacenar cuando se coloque el electrodo. El otro barreno es de 20 mm de diámetro, el cual se ubica en la parte superior de dicha pieza y tiene como función alojar al electrodo de pH.

De esta manera es como se culmina la sección orientada a explicar el diseño y la manufactura de la base del electrodo de pH. A continuación se procederá a analizar el diseño mecánico y la elaboración de un contenedor, el cual sea capaz de albergar y salvaguardar todos los circuitos electrónicos realizados o implementados para el proyecto.

3.1.2.2 DISEÑO DEL CONTENDOR DEL PROYECTO EN GENERAL

Una vez terminada la sección correspondiente al diseño de la base del electrodo de pH, se procederá a abordar otro tema importante dentro de este trabajo de investigación. El cual va enfocado en la creación de un diseño mecánico para un contenedor, en donde este pueda almacenar en su interior todas las placas electrónicas realizadas, así como para darle una mejor presentación al trabajo final.

El propósito general de este contenedor es resguardar todas las placas electrónicas realizadas con anterioridad y proveer de conexiones eléctricas entre ellas. Además de brindar un tamaño regular en función de sus dimensiones y del peso de la estructura, esto con el fin de poder manipularlo y transportarlo sin problemas. Sin mencionar que este puede brindar una buena presentación estética al trabajo final.

Con base a los puntos antes descritos, se va a proceder a realizar el primer diseño y manufactura de dicho contenedor, el cual se va a utilizar para albergar a todas las placas y sensores que conforman al proyecto. Para ello es necesario saber todas las etapas que lo componen para así lograr este objetivo, por lo cual a continuación se presenta un diagrama a bloques con los pasos a seguir para su implementación y desarrollo:

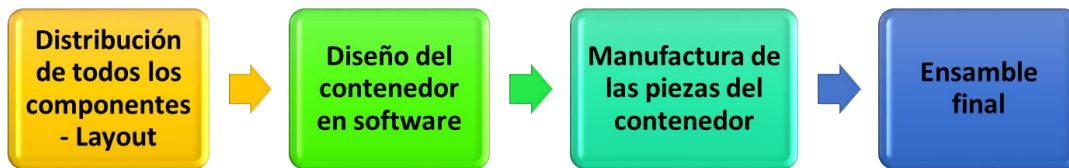


Figura 15 Diagrama a bloques de la metodología para la construcción del contenedor

Como se puede observar en la Figura 15, se aprecia la metodología necesaria para construir el contenedor, la cual básicamente está formada por cuatro etapas, las cuales al ser aplicadas correctamente aseguran su exitosa implementación, funcionamiento y desempeño.

A continuación se procederá a realizar la primera fase de ellas, la cual corresponde a la distribución de todos los componentes o tarjetas electrónicas que conforman al proyecto en general. Las cuales van a ir dentro de este contenedor, básicamente lo que se busca realizar es un Layout de todos los elementos que van estar alojados dentro de este depósito. Para que de esta forma se pueda realizar el diseño mecánico del mismo usando un software en específico, a continuación se muestra dicha distribución:

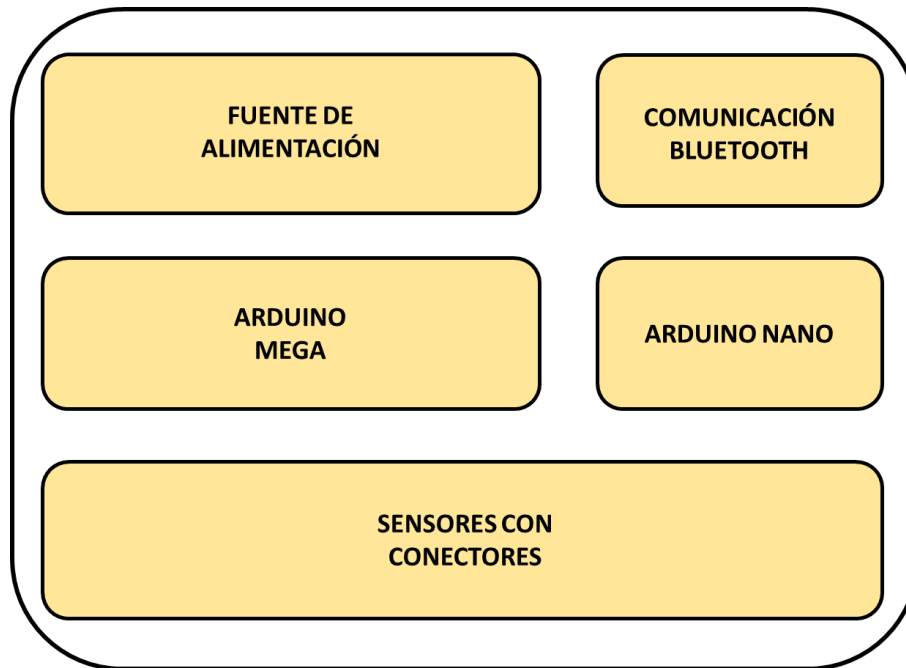


Figura 16 Layout de todos los elementos que componen al contenedor

Como se puede observar en la Figura 16, se muestra la distribución de todos los elementos y circuitos que componen al proyecto. Dichos dispositivos van a ser colocados de esta manera dentro del contenedor a manufacturar, el cual va a usar como materia prima mica lisa ahumada de 1/8' de pulgada de grosor.

Con base a esta información se procederá a realizar la segunda parte de la metodología propuesta anteriormente, la cual consta principalmente en el diseño de dicho contenedor en el software de SolidWorks 2014[®]. Para que de esta manera se tenga visualmente el acabado y las medidas finales de esta pieza, con el fin de proceder a su futura manufactura. A continuación se muestra el diseño realizado en este software:

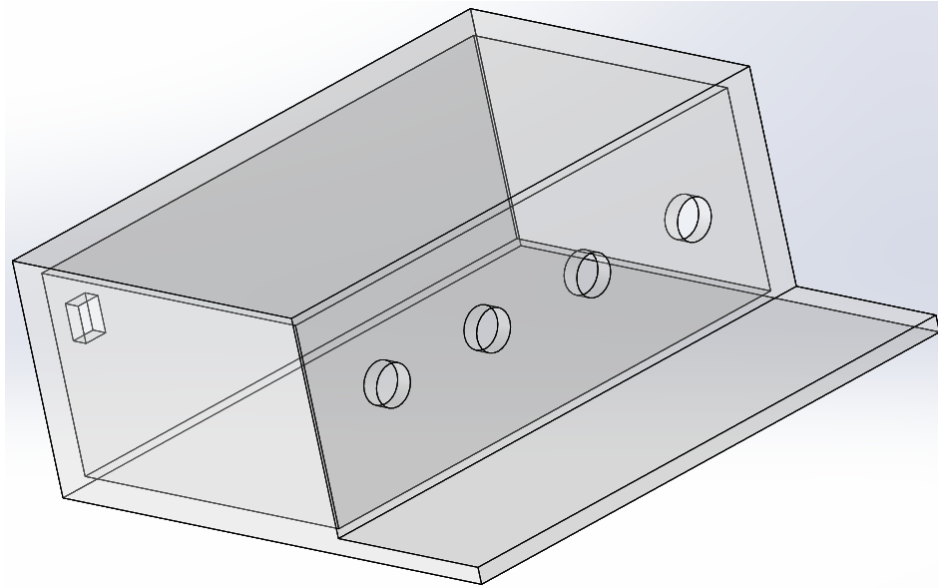


Figura 17 Diseño del contenedor realizado en el software de SolidWorks 2014©

Como se puede apreciar en la Figura 17, se muestra el diseño del contenedor que se va a emplear para resguardar todas las tarjetas electrónicas previamente realizadas. Cabe mencionar que este diseño se realizó utilizando un software de diseño mecánico, el cual permite manipular el tipo de material de la estructura, así como sus propiedades físicas. En función de esta información antes mencionada, se procedió a cambiar el tipo de material que traía por default este diseño, estableciéndolo en el que se va emplear para su manufactura, el cual es mica de 1/8' de pulgada de grosor, la cual pertenece al grupo de los plásticos.

Realizado lo anterior se procedió hacer un conjunto de cortes al contenedor, los cuales fueron efectuados en diferentes zonas del mismo. Creando con esto una serie de distintas figuras, las cuales fueron realizadas para colocar un interruptor general de encendido, así como un par de barrenos que se emplearon para permitir las conexiones de los cables provenientes de los sensores con los conectores de la placa electrónica final.

Un dato importante a resaltar en el diseño mecánico del contenedor es que este consta de seis piezas en total, las cuales tiene las siguientes medidas de largo y ancho expresadas en centímetros:

- Base.- largo de 33 cm y ancho de 35 cm.
- Cubiertas laterales izquierda y derecha.- largo de 20 cm y ancho de 12 cm.
- Cubierta frontal y trasera.- largo 35 cm y ancho de 12cm.
- Tapa superior.- largo 20 cm y ancho 35 cm.

En base a estas medidas recopiladas, se procedió abordar el paso número tres de la metodología, el cual consta de la manufactura de dichas piezas antes enlistadas. Para lo cual en primera instancia se procedió a adquirir 1.44 m² de mica lisa ahumada de 1/8' de pulgada de grosor, en la cual se trazaron dichas figuras con sus respectivas medidas, esto se hizo con el fin de manufacturarlas y crear así el contenedor.

Como resultado de la sección anterior, se crearon las seis piezas de mica, las cuales cumplían con las medidas antes descritas. Esto se realizó con el fin de poderlas unir entre sí para formar el contenedor final. A continuación se muestran las seis piezas cortadas en su respectivo lugar, esto con el fin de realizar su futuro ensamble:



Figura 18 Representación de las seis piezas de mica cortadas para formar el contenedor

Como se puede apreciar en la Figura 18, se muestran las seis piezas de mica cortadas, las cuales están en función de las medidas del diseño realizado en SolidWorks 2014[®]. Estas están colocadas en una secuencia lógica de armado para el contenedor, lo cual brinda una idea general de cómo se verá el contenedor final, sin mencionar que a través de este proceso previo, se puede detectar la existencia de posibles fallas de manufactura.

De esta manera es como se culmina la parte del diseño mecánico, la cual fue enfocada a la creación de piezas y contenedores para las tarjetas electrónicas previamente realizadas. Los cuales fueron prototipos manufacturados que ayudaron a darle una mejor presentación a este trabajo de investigación, sin mencionar que estos desarrollos mecánicos brindaron una mejor protección hacia el sistema implementado. También es importante resaltar que se enfrentaron ciertas complicaciones durante el proceso de diseño y manufactura, los cuales se solucionaron adecuadamente haciendo que se mejoraran los diseños finales.

3.2 SIMULACIÓN

En este nuevo apartado se plasmara el desarrollo de dos diagramas de flujo diferentes, los cuales van a estar en función de los algoritmos de programación necesarios para habilitar las plataformas de Arduino y LabView 2014[®]. Cabe mencionar que esta herramienta ofrece una serie de ventajas y opciones para poder programar en cualquier tipo de entorno y lenguaje.

Por tal motivo el desarrollo de estos diagramas de flujo va estar enfocado en el uso de un software en línea llamado Lucidchart[®], el cual va ayudar a crear diagramas que permitan apoyar con la secuencia lógica de programación de la etapa de adquisición y procesamiento de datos de Arduino. Así como de la etapa de recolección, visualización, representación gráfica y almacenamiento de datos ofrecida por LabView 2014[®].

3.2.1 CREACIÓN DE DIAGRAMAS DE FLUJO PARA PROGRAMAS FINALES DE ARDUINO Y LABVIEW 2014[®]

Como ya se había hecho mención anteriormente, una sección importante dentro de este capítulo es explicar de forma sencilla cómo van a trabajar los programas finales de Arduino y LabView 2014[®]. Para ello se va hacer uso de una herramienta llamada diagramas de flujo, los cuales explican y establecen la secuencia lógica de programación y de funcionamiento de un determinado caso de estudio.

Para este caso se mostraran dos diagramas de flujo, los cuales corresponden a la secuencia lógica implementada para que Arduino y LabView 2014[®] puedan realizar una tarea determinada. Puesto que Arduino tiene la encomienda de crear un programa capaz de adquirir, procesar y transmitir la información proveniente de los sensores. Mientras que LabView 2014[®] tiene la misión de recibir, acomodar, visualizar, representar, recolectar y almacenar los datos provenientes de Arduino.

Con base a lo anterior se procederá a presentar el primer diagrama de flujo, el cual corresponde a la secuencia lógica y de funcionamiento de la etapa de Arduino, en donde este fue realizado en Lucidchart® y se muestra a continuación:

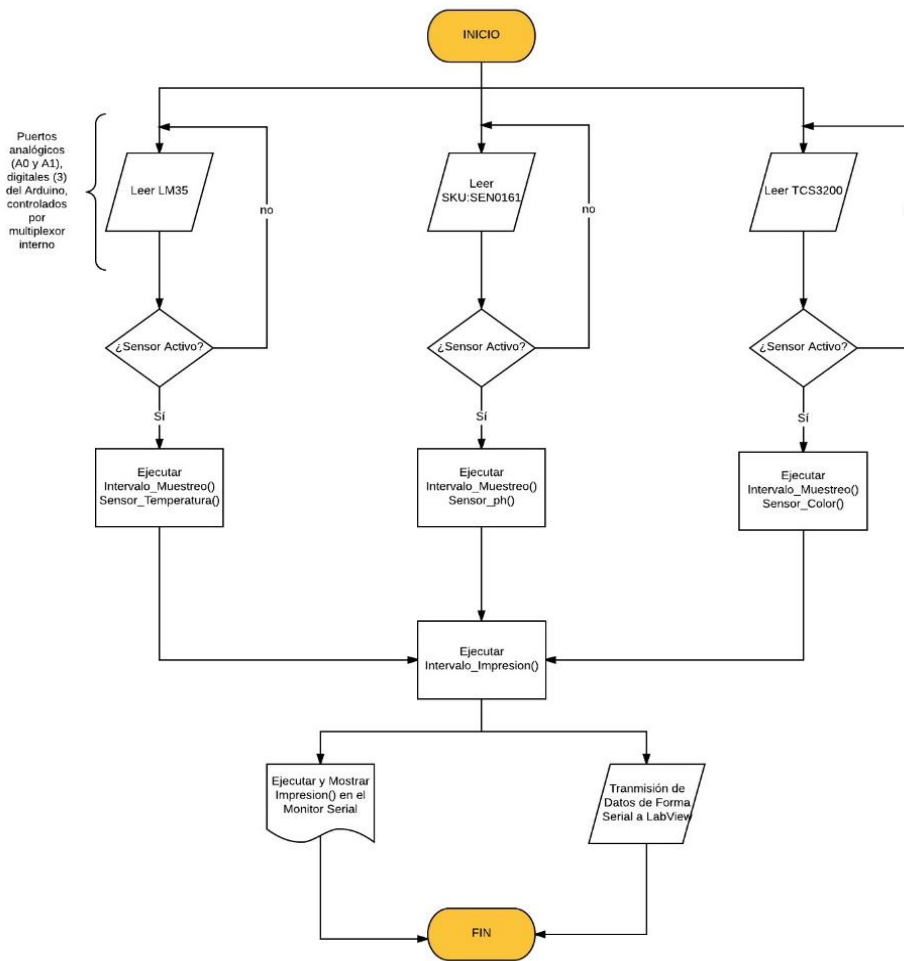


Figura 19 Diagrama de flujo para la programación final de Arduino

Como se puede apreciar en la Figura 19, se muestra el diagrama de flujo correspondiente a la secuencia lógica del funcionamiento de la etapa de Arduino. En donde se puede ver cómo están declarados los tres sensores a usar (LM35, SKU: SEN0161 y TCS3200), los cuales están conectados hacia un puerto analógico o digital de la placa electrónica que contiene a los micro-controladores Arduino.

Estos últimos están siendo llamados continuamente para así comprobar que están funcionando correctamente, que en caso de ser cierto, estos datos recolectados por cada sensor son enviados a una función en particular, la cual es una sección de código que se encarga de procesar la información recolectada. Una vez procesada dicha información, se ejecuta otra función que permite imprimir los resultados en el monitor serial de Arduino y al mismo tiempo está mandando dichos datos hacia LabView 2014[®].

Como se puede notar la programación final a realizar para la etapa de Arduino, es conveniente hacerla a través de funciones, las cuales son segmentos de códigos con fórmulas lógicas y matemáticas que permiten procesar la información con mayor velocidad. Agilizando con ello el tiempo de procesamiento de la placa Arduino, al mismo tiempo dentro de estas funciones se incluyó un segmento de código referente a un filtro digital, esto con el fin de compensar las variaciones y fluctuaciones de las medidas finales de cada sensor, para que de esta manera sean más exactas. A continuación se presenta el diagrama de flujo correspondiente a la etapa de LabView 2014[®], el cual consiste básicamente en un proceso de recolección, acomodo, visualización, representación de datos y almacenamiento de los mismos en un archivo de Excel.

Cabe resaltar que el siguiente diagrama muestra la forma lógica y secuencial de la programación correspondiente al entorno de desarrollo de LabView[®], el cual se eligió debido a las grandes ventajas de procesamiento de información y a las valiosas prestaciones visuales que permiten realizar interfaces graficas de alto nivel, sin mencionar que la programación de este software es gráfica y sus complementos hacen que este entorno de desarrollo sea uno de los mejores.

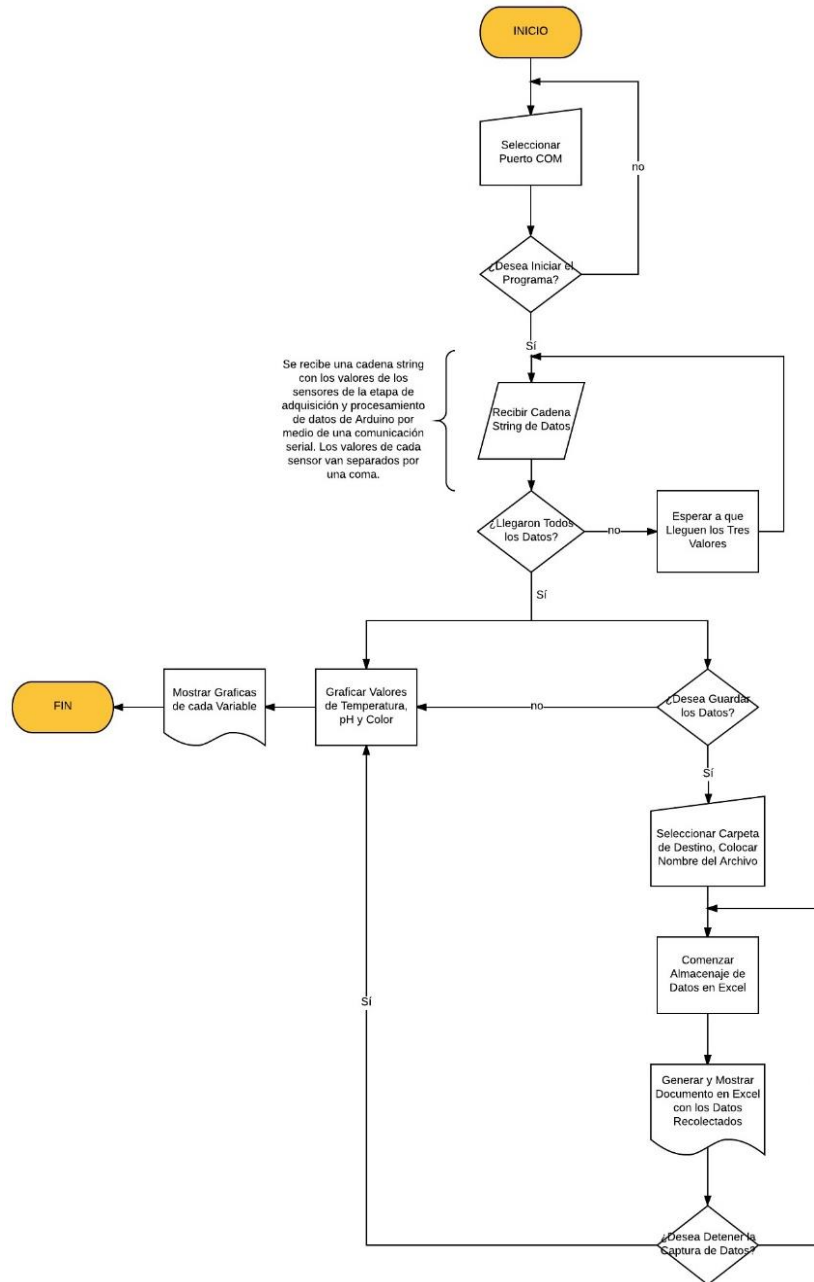


Figura 20 Diagrama de flujo para la programación final de LabView 2014®

Como se puede ver en la Figura 20 se muestra el diagrama de flujo correspondiente a la etapa de LabView, la cual tiene la encomienda de recibir una cadena de datos proveniente de Arduino, separar los valores, acomodarlos, graficarlos y almacenarlos en un archivo de Excel.

Básicamente este diagrama comienza con la selección del puerto COM por el cual se va a establecer la comunicación serial con la etapa de Arduino, seguida de la opción de ejecutar el programa y empezar a recibir la trama de datos. En donde estos son recolectados, separados y posteriormente graficados. Sin mencionar que a la par se puede ejecutar el comando de almacenamiento de datos, el cual permite generar un archivo en Excel, colocarle nombre, seleccionar el directorio en el que se desea guardar y posteriormente iniciar con la captura de información.

De esta forma es como funciona básicamente el diagrama de flujo de la programación final de LabView 2014[®], la cual se va a emplear para desarrollar una interfaz gráfica capaz de mostrar, graficar y almacenar los valores de los sensores y variables provenientes de la etapa de Arduino.

De esta manera es como se finaliza la sección correspondiente a la creación de diagramas de flujo de los programas finales de Arduino y LabView. Puesto que esta herramienta dará la pauta para realizar la sección de código correspondiente para cada plataforma y encomienda.

CAPÍTULO IV

4. DESARROLLO EXPERIMENTAL

A continuación dentro de este apartado se abordarán y explicarán puntos relacionados con la integración final de este capítulo, los cuales corresponden a la construcción del prototipo en su totalidad, a las pruebas realizadas con los diferentes módulos construidos o programados, a la integración final de todo lo que se ha realizado, así como a las pruebas experimentales previas y finales de este proyecto. Cabe mencionar que los puntos antes mencionados van fuertemente ligados con la metodología expuesta al principio de este documento, así como con los objetivos específicos previamente establecidos.

En otras palabras se va a describir detalladamente todos los avances que se han logrado a lo largo de esta investigación, desde el diseño y manufactura de las tarjetas electrónicas, piezas mecánicas y contenedores, hasta los programas e interfaces gráficas realizadas, así como los resultados obtenidos de cada sección y los registrados en conjunto.

4.1 CONSTRUCCIÓN DEL PROYECTO

En esta sección se van a describir los pasos que se siguieron para obtener la construcción final del prototipo físico, el cual una vez terminado se va a someter a ciertas pruebas de evaluación para determinar con ello el desempeño de dicho dispositivo. Dentro de esta construcción, se involucran dos grandes aspectos fundamentales para la implementación total del proyecto, que son los relacionados con el desarrollo y la manufactura de los PCB's y el de las piezas mecánicas.

4.1.1 CONSTRUCCIÓN Y FABRICACIÓN DE PCB'S

Por tal motivo se comenzará describiendo el proceso de manufactura de los diseños de las tarjetas electrónicas (PCB's) realizadas, las cuales corresponden a una

fuentes de alimentación y a una tarjeta electrónica que alberga a un circuito capaz de manipular sensores, micro-controladores y establecer comunicaciones alámbricas e inalámbricas.

Esto se llevará a cabo con el fin de explicar y demostrar la forma correcta de ejecutar la manufactura de dichos componentes. Comenzando con el primer diseño, el cual corresponde a la fuente de alimentación realizada en el capítulo pasado. En donde se van a tomar los diseños del esquemático y del board de este circuito para ejecutar su futura manufactura.

Con base a esto se procedió a adquirir en primera instancia todo el material necesario para su implementación, el cual se obtuvo a partir del análisis realizado en el capítulo tres, en donde se muestran los siguientes componentes a utilizar:

- 3 capacitores electrolíticos de 4700 μF
- 4 capacitores electrolíticos de 10 μF
- 4 capacitores electrolíticos de 2.2 μF
- 2 capacitores de poliéster de 0.33 μF
- 2 capacitores de poliéster de 0.1 μF
- 5 capacitores de tantalio de 0.1 μF
- 5 capacitores de tantalio de 10 μF
- 5 reguladores de voltaje (7805, 7812, 7809, 7912, 7833)
- 2 leds de 5 mm
- 5 diodos a 1 A
- 1 porta fusible
- 1 puente rectificador a 1 A
- 2 resistencias de 1 $\text{k}\Omega$ a $\frac{1}{2}$ watt
- 2 clemas de 3 movibles
- 1 placa de fibra de vidrio de 15x10

- 1 fusible de 0.5 A
- 1 transformador de 24 VCA a 500 mA
- 1 header de 3 terminales

Una vez conseguido todo el material necesario para la fuente de alimentación, se procedió a crear y a seguir una metodología casi general para elaborar cualquier tipo de tarjeta electrónica en base a un diseño previamente realizado. La cual se va a implementar para manufacturar los PCB's correspondientes a la fuente de alimentación y a la tarjeta electrónica final. A continuación se muestra dicho procedimiento a través de un diagrama a bloques:

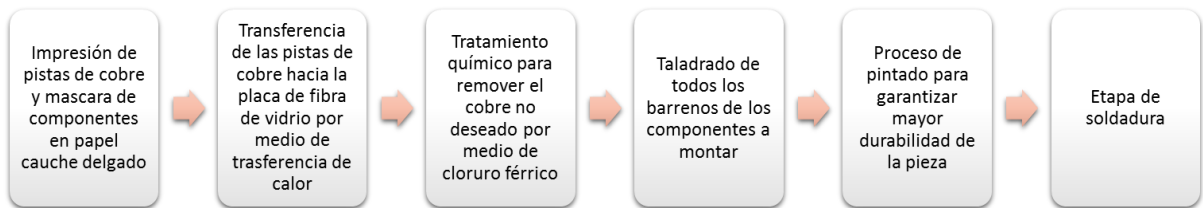


Figura 21 Metodología para la manufactura de la fuente de alimentación

Como se puede ver en la Figura 21, se muestra la metodología esencial para manufacturar cualquier tipo de diseño de circuito electrónico. Que en este caso se va a aplicar para elaborar una fuente de alimentación, la cual va a suministrar un voltaje y una corriente constante a todos los sensores, tarjetas electrónicas y micro-controladores. Para lograr esto se debe seguir exactamente cada paso al pie de la letra con el fin garantizar una óptima manufactura sin la necesidad de ejecutar este procedimiento varias veces en caso de equivocación.

Como parte de la metodología general para la fabricación de placas electrónicas, se procederá a mostrar las pistas de cobre y la máscara de componentes de esta

fuentes de alimentación, con el fin de conocer los diseños que se van a imprimir en el papel cuache delgado y a transferir hacia una placa fenólica de cobre. A continuación se muestran dichas imágenes:

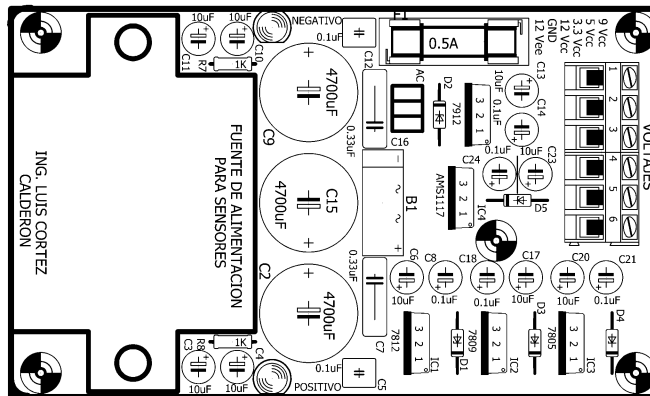


Figura 22 Máscara de componentes de la fuente de alimentación

Como se puede apreciar en la Figura 22, se muestra la máscara de componentes que se va a transferir hacia la placa fenólica de cobre en su parte superior. Esta tiene la función de guiar y mostrar en qué parte se deben colocar los componentes electrónicos. A continuación se presentan las pistas de cobre a transferir hacia el otro lado de la placa fenólica:

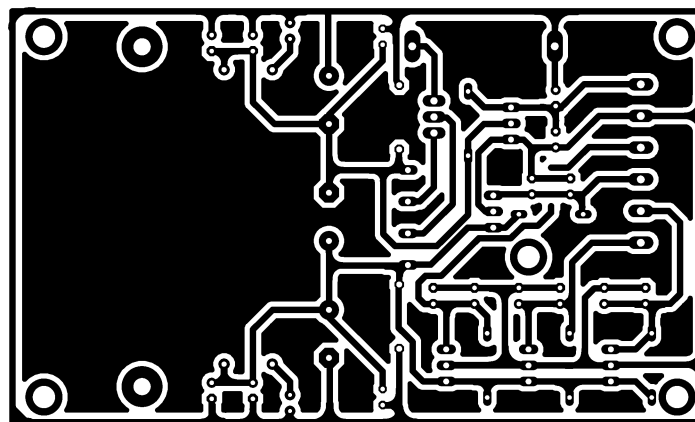


Figura 23 Pistas de cobre a transferir hacia la placa fenólica

Como se observó en la Figura 23, se muestran las pistas de cobre que unen a todos los componentes electrónicos para crear la fuente de alimentación. Las cuales se van a transferir por medio de calor hacia la cara de cobre de la placa fenólica. En donde estas posteriormente serán sometidas a un proceso químico de foto revelado, taladrado, pintado y soldado de componentes. Dando como resultado la culminación total de la fuente de alimentación, la cual se presenta a continuación:



Figura 24 Fuente de alimentación culminada

En la Figura 24 se muestra la fuente de alimentación totalmente terminada, en donde se puede apreciar cada uno de los componentes antes enlistados. Además cabe mencionar que la culminación de esta fuente, permite desarrollar más aplicaciones con circuitos electrónicos, para que de esta forma puedan ser probados mediante la energización de los mismos.

Una vez hecho lo anterior se procederá a manufacturar y a culminar el otro diseño de PCB, el cual consta básicamente de una tarjeta electrónica encargada de albergar dos placas de adquisición de datos, un bluetooth, una serie de conectores y un conjunto de dip switch. Los cuales al conjuntarlos dan paso a la etapa de adquisición, procesamiento y envío de datos desde la plataforma Arduino.

Que como se puede recordar en el capítulo tres, este circuito presenta los diseños correspondientes al esquemático y al board. Con base a esto se procedió a adquirir el material necesario para su manufactura, el cual se enlista a continuación:

- 1 Arduino Mega
- 1 Arduino Nano
- 1 modulo bluetooth HC-05
- 1 header de 3 terminales
- 1 conector de 8 pines
- 2 conectores de 3 pines
- 6 header de 2 terminales
- 6 diodos leds de 5 mm
- 4 resistencias de 330 Ω
- 2 resistencias de 180 Ω
- 6 dip-switch de 4 posiciones
- 2 dip-switch de 8 posiciones
- 4 tiras de pines largos
- 2 push button
- 1 placa de fibra de vidrio de 15x10

Una vez conseguido todo el material, se procedió a ejecutar la metodología de la Figura 21, la cual consta básicamente de todos los pasos necesarios a seguir para poder manufacturar cualquier tipo de tarjeta electrónica de una manera fácil, rápida y sencilla. A continuación se muestra nuevamente dicho proceso:

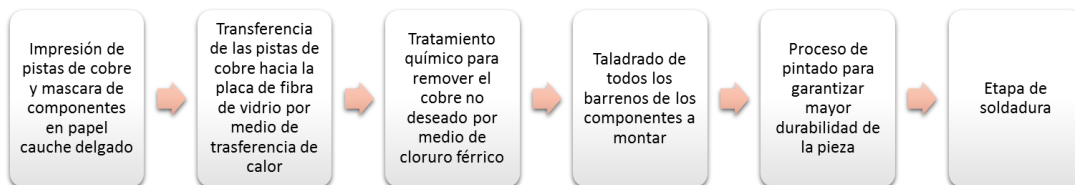


Figura 25 Metodología para la manufactura de la tarjeta electrónica final

Como se puede observar en la Figura 25, se vuelve a mostrar la metodología para manufacturar cualquier circuito o diseño electrónico, puesto que estos pasos son los más eficientes al momento de ejecutar un proceso de fabricación de PCB's. Por tal motivo se van a emplear nuevamente para manufacturar la tarjeta electrónica que es capaz de alojar en ella a la etapa de adquisición, procesamiento y comunicación de datos por parte de la plataforma Arduino.

Con base a lo anterior se procederá a ejecutar los dos primeros pasos de esta metodología, para lo cual se necesita en primera instancia tener las imágenes correspondientes de la máscara de componentes y de las pistas de cobre de este diseño. Las cuáles serán impresas en papel cuache delgado, que posteriormente serán transferidas por medio de calor a las caras de una placa fenólica de cobre. A continuación se muestra la máscara de componentes de esta tarjeta electrónica:

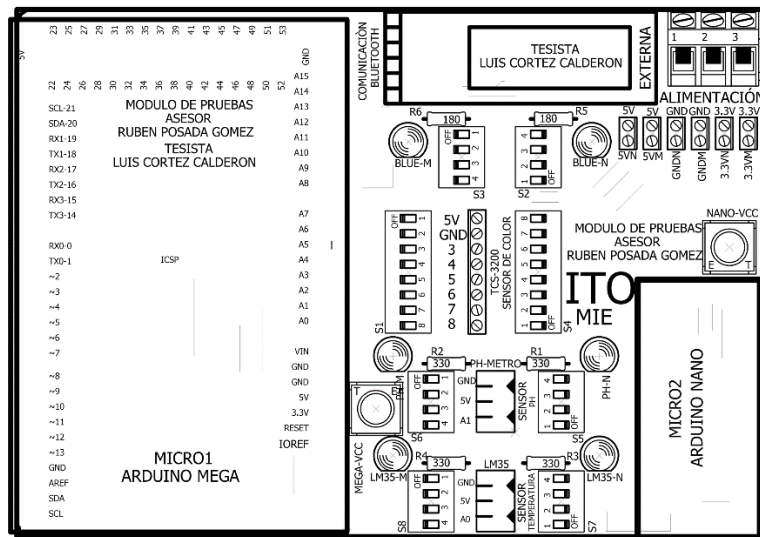


Figura 26 Máscara de componentes de la tarjeta electrónica final

Como se puede ver en la Figura 26, se muestra la máscara de componentes correspondiente a la tarjeta electrónica final, la cual será colocada sobre la cara de

la placa fenólica que no contiene cobre. El principal objetivo de esta figura es guiar y mostrar en que parte serán colocados todos los dispositivos electrónicos que conforman a este circuito, para que de esta forma puedan ser soldados y así tener un producto final funcional. A continuación se presentan las pistas correspondientes a este diseño, las cuales se van a transferir hacia la cara de cobre de esta misma placa:

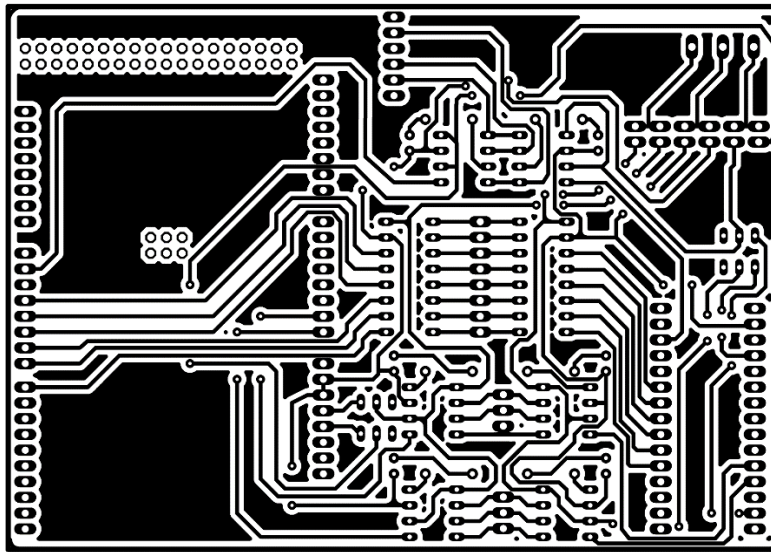


Figura 27 Pistas de cobre a transferir hacia la placa fenólica

En la Figura 27 se muestran las pistas de cobre que unen a todos los componentes electrónicos para crear la tarjeta electrónica final, la cual se encarga de manipular varias etapas del proyecto. Dichas pistas se van a transferir por medio de calor hacia la cara de cobre de la placa fenólica. En donde estas posteriormente serán sometidas a un proceso químico de foto revelado, taladrado, pintado y soldado de sus componentes.

Dando como resultado la culminación total de esta tarjeta electrónica, la cual se presenta a continuación:

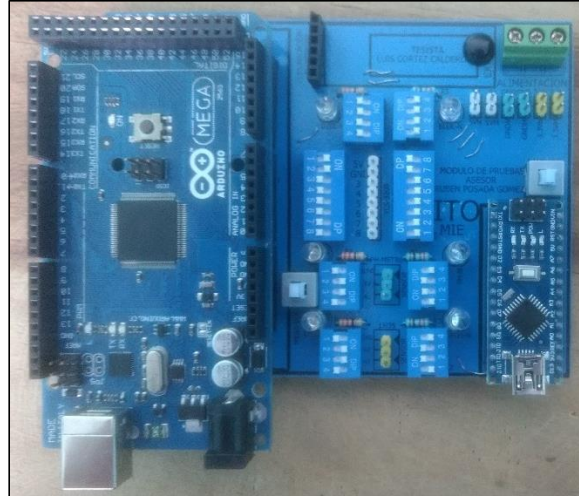


Figura 28 Tarjeta electrónica finalizada

Como se puede observar en la Figura 28, se presenta la tarjeta electrónica final culminada, la cual va a ser implementada para reducir espacio, conexiones eléctricas, ruido y mejorará la toma de muestras. Con base a lo anterior es como se da por terminado la manufactura y acabado de las tarjetas electrónicas que componen al proyecto, por tal motivo se procederá abordar la fabricación, ensamblaje y culminación de la base para el electrodo de pH y del contendor general.

4.1.2 CONSTRUCCIÓN Y FABRICACIÓN DE PIEZAS MECÁNICAS

Como bien se sabe la sección correspondiente a la construcción física del prototipo, se basa principalmente en la integración de todos los componentes que forman al proyecto en general, ya sean sensores, tarjetas electrónicas, micro-controladores, fuentes de alimentación y piezas mecánicas, todas ellas unidas en un mismo conglomerado.

Con base a esta información se presenta la culminación de los diseños mecánicos abordados en el capítulo tres, los cuales corresponden básicamente a una base

para un electrodo de pH y un contenedor para todas las placas previamente realizadas. En ambos casos se quedaron hasta la fase de diseño, pero en esta etapa se procederá a manufacturarlos y a terminarlos adecuadamente.

Comenzando por la fabricación de la base para el electrodo de pH, la cual se diseñó previamente en el software de SolidWorks 2014[®], en donde se hizo el comentario que esta pieza sería manufacturada a través de la impresora 3D, por medio del uso de PLA negro para llevar a cabo este proceso. Resaltando que este diseño cuenta con tres barrenos, uno de ellos encargado del almacenamiento del electrodo en forma vertical para salvaguardarlo de cualquier caída, a continuación se presenta la manufactura aditiva de dicha pieza:

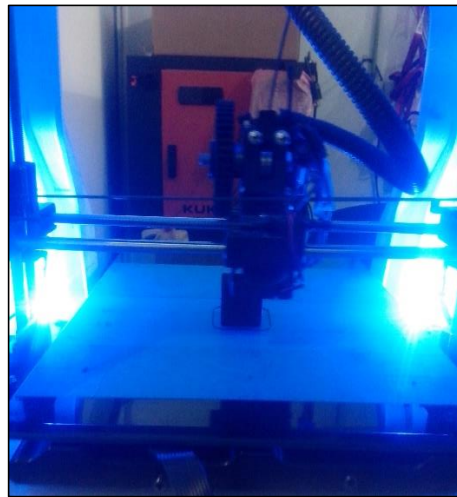


Figura 29 Fabricación de la base para el electrodo de pH por medio de la manufactura aditiva

Como se puede apreciar en la Figura 29, se observa el proceso de manufactura aditiva aplicada a la base del electrodo de pH. Esta se llevó a cabo gracias a la implementación de la impresora Robo3D[®], la cual permitió culminar exitosamente dicha pieza con un tiempo final de 2 horas y un peso de 20 gramos.

Una vez terminada la base del electrodo de pH, se prosiguió a realizar la manufactura del contenedor, el cual se va a emplear para el almacenamiento de las placas electrónicas previamente realizadas. Para ello se hizo uso de las seis piezas de mica ahumada de 1/8' de pulgada de grosor previamente cortadas, las cuáles fueron unidas a través de una etapa de pegado rápido.

Dicho proceso de pegado utilizó como materia prima silicón, el cual garantiza una fuerte unión entre todas las piezas, puesto que con anterioridad se realizaron pruebas con otros tipos de productos como resina epoxi y pegamentos industriales, en donde se obtuvieron resultados nada favorables. Por tal motivo se tomó la decisión de usar silicón para unir todas las partes del contenedor, quedando el prototipo final de la siguiente manera:

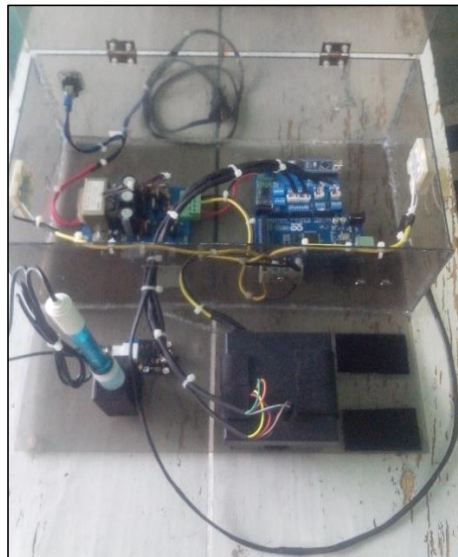


Figura 30 Culminación de la manufactura del contenedor e integración de todas las piezas mecánicas y electrónicas

Como se puede ver en la Figura 30, se presenta la culminación de la manufactura del contenedor, el cual se va a usar para guardar y proteger a todos los dispositivos electrónicos que conforman al proyecto en su totalidad. Como lo son las tarjetas

electrónicas, sensores, micro-controladores y por supuesto las piezas que permiten alojar al electrodo de pH. Con base a lo anterior se pudo realizar el primer contenedor perteneciente al proyecto, existiendo la posibilidad de mejorar dicho diseño y manufactura, con el fin de obtener un contenedor más pequeño, fácil de transportar y cómodo.

De esta manera es como se culminó la primera parte de este capítulo, la cual estuvo enfocada hacia la construcción del prototipo en su totalidad. Esta etapa se basó principalmente en la manufactura y culminación de todos los diseños tanto electrónicos como mecánicos previamente realizados en el software enfocado a su área, dando como resultado final la correcta ejecución de cada uno de ellos.

4.2 PRUEBAS EXPERIMENTALES POR MÓDULOS

A continuación en esta sección se procederá abordar temas relacionados con aspectos de programación en la plataforma Arduino. Ya que una pieza fundamental muy importante dentro del desarrollo del proyecto versa en la creación de una serie de códigos. Puesto que gran parte de la metodología inicial expresa la elaboración de estos últimos, para que de esta forma se puedan aplicar hacia una determinada encomienda o función.

Por tal motivo se procederá a realizar los programas necesarios en el IDE de Arduino, para poner en servicio a los sensores de temperatura LM35 y de pH SKU: SEN0161, los cuales son de tipo analógico. Al mismo tiempo se activará el sensor de color TCS3200 que es de tipo digital, también se realizará la programación correspondiente para crear y establecer una comunicación inalámbrica por medio del módulo bluetooth HC-05, sin mencionar que se incursionará en el desarrollo de aplicaciones para teléfonos celulares en el software de App Inventor.

Todo lo anterior se ejecutará con el fin de realizar pruebas previas de cada sección o programa, con el objetivo de verificar que el código realizado esté funcionando adecuadamente. Para que de esta manera se puede garantizar la unión de todos estos programas, con el fin de crear las etapas de adquisición, procesamiento y transmisión de datos de Arduino, así como la fase de monitoreo, visualización y almacenamiento de LabView, y por último la sección correspondiente a las aplicaciones para celular.

Con base a lo anteriormente descrito, se comenzará por la creación del código correspondiente al sensor de temperatura, en donde se hará uso de la tarjeta se desarrolló Arduino así como de su plataforma IDE para la creación del programa que gobierne al LM35. Para ello previamente se conocerán las características de este sensor por medio de su hoja de datos, la cual es una manera rápida y confiable de verificar sus rangos de operación, conexiones y voltajes de alimentación. Obteniendo como resultado final una tabla con la información más importante de este dispositivo electrónico:

Tabla 4 Características del sensor de temperatura LM35

V_{in}	V_{out}	I_{out}	Linealidad	Rango de operación	Marca del sensor
5 VCD	1 a 6 VCD	10 mA	10 mV/°C	-65°C a 150°C	National Semiconductor

Como se puede apreciar en la Tabla 4, se muestran los niveles de voltaje de entrada y de salida del sensor LM35. Dichos valores refuerzan las conexiones eléctricas entre las terminales del sensor, la tarjeta de desarrollo Arduino y la fuente de alimentación. Al mismo tiempo se muestra el factor de conversión de mV a °C para poder programarlo dentro del IDE de Arduino. Con base a lo anterior se mostrará el diagrama de conexión entre Arduino y el sensor de temperatura LM35:

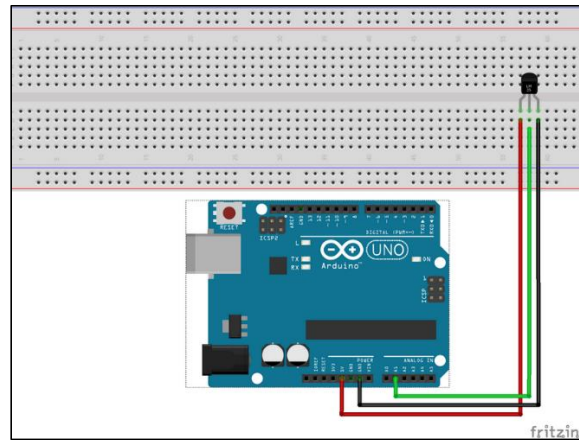


Figura 31 Diagrama de conexión Arduino - LM35

Como su puede observar en la Figura 31, se muestra claramente y de manera sencilla la conexión de las tres terminales del LM35. En donde una de ellas es la alimentación (cable rojo), la otra es la tierra (cable negro) y la última es la señal analógica a procesar por medio del puerto A0 del Arduino (cable verde). De esta forma es como se va a conectar el sensor de temperatura a la tarjeta de desarrollo, para que sus datos sean procesados por un programa independiente, el cual se muestra a continuación:

```

LM35_Calculo_Puntador Arduino 1.0.2
Archivo Editar Programa Herramientas Ayuda
//LM35_Calculo_Puntador
//LM35_Calculo_Puntador y millis
Función EntradaTemp A0
Const Temperatura;
boolean Boton = false;
int Mensaje = 0;
Función Intervalo_Muestreo 20
Función Intervalo_Imprimir 900

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  static unsigned long Tiempo_Muestreo = millis(); //Tiempo para procesar la variable
  static unsigned long Tiempo_Imprimir = millis(); //Tiempo para mandar a imprimir el resultado de la variable

  if(Serial.available() > 0)
  {
    Mensaje = Serial.read();
  }

  if(Mensaje == '1')
  {
    Boton = true;
  }
  else
  {
    Boton = false;
  }

  //Muestreo
  if(Tiempo_Muestreo >= 20)
  {
    //Muestreo
    //Muestreo
  }

  //Imprimir
  if(Tiempo_Imprimir >= 900)
  {
    //Imprimir
  }

  //Fin de la función
}

C:\Sketch usa 3502 bytes (5%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 263902 bytes.
Las variables globales usan 225 bytes (2%) de la memoria dinámica, dejando 7873 bytes para las variables locales.

```

Figura 32 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al sensor de temperatura

Como se puede observar en la Figura 32, se aprecia el código realizado en el IDE de Arduino, el cual es el encargado de la adquisición y el procesamiento de datos del sensor de temperatura LM35. En donde se puede ver el correcto funcionamiento de este módulo, puesto que se está imprimiendo los valores procesados en el monitor serial de esta misma plataforma correspondientes a la temperatura medida.

Una vez hecho lo anterior, se procederá a realizar los mismos pasos para conocer las características más relevantes del siguiente sensor, así como las conexiones entre este dispositivo y la tarjeta Arduino y la programación correspondiente a este detector de pH, el cual tiene como número de parte SKU: SEN0161.

Como primera fase se procederá a conocer las características más importantes de este sensor a través de su hoja de datos, esto con el fin de identificar los niveles de voltaje de entrada y de salida, así como otros parámetros que ayuden a su correcta conexión, programación e implementación del mismo. Por tal motivo dicha información se concentró en la siguiente tabla:

Tabla 5 Características del sensor de pH SKU: SEN0161

V_{in}	V_{out}	Exactitud	Tipo de sonda	Rango de medición	Marca del sensor
5 VCD	0 a 4 VCD	± 0.1 pH	E201-BNC	0 a 14	DFROBOT

En base a la información recolectada en la Tabla 5, se puede notar que la variable de este sensor no tiene unidades, como en el caso del sensor de temperatura. Puesto que este dispositivo mide el potencial de hidrogeno de una sustancia, clasificándolas como acidas o alcalinas, según la escala que esté detectando.

Dicha escala está comprendida entre 0 y 14, donde cero es muy ácido y 14 es muy alcalino. Con base a estos datos se procederá a mostrar el diagrama de conexiones entre el sensor de pH y la tarjeta Arduino, respetando los niveles de voltaje de alimentación, así como las líneas de conexión entre ambos dispositivos:

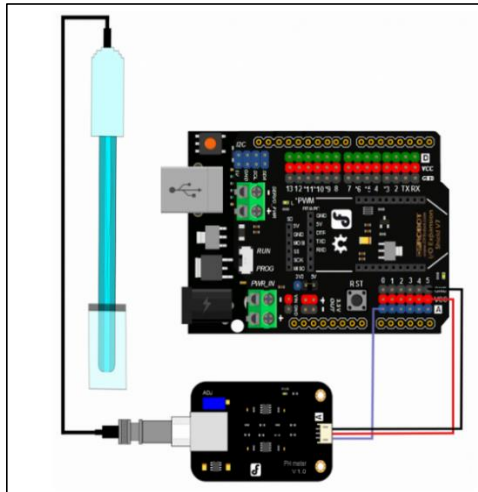


Figura 33 Diagrama de conexión Arduino – SKU: SEN0161

Como se puede apreciar en la Figura 33, se observan las conexiones eléctricas necesarias para poder implementar el sensor de pH usando Arduino. Destacado las uniones entre estos dos dispositivos, en donde la alimentación esta denotada por el cable rojo, la tierra por el cable negro y la señal analógica por el cable azul, la cual va a estar conectada en el puerto analógico A1 del Arduino para ser procesada.

Además cabe mencionar que dentro de las conexiones que se van a llevar acabo, está la correspondiente a la sonda de medición o electrodo E201-BNC. La cual es el principal dispositivo con el que se censa el pH de una solución, pero este instrumento tiene ciertas características que se presentan a continuación:

Tabla 6 Características del electrodo E201-BNC

Número de parte	Temperatura de operación	Tiempo de establecimiento	Resistencia interna	Ruido	Tipo de conector
E201	0 – 80 °C	< 2 min	< 250 MΩ	< 0.5 mV	BNC
Otras características importantes de la sonda de pH					
<ul style="list-style-type: none"> • Estructura de vidrio • Membrana esférica • Diafragma cerámico • Material del electrodo de referencia de Ag/AgCl • Duración de 6 meses con soluciones a 25°C • Es desechable, no se puede volver a llenar de solución de referencia • Solución de referencia KCl a 3N (cloruro de potasio a 3 normal de concentración) 					

Como se puede apreciar en la Tabla 6, se muestran las características más importantes de la sonda de pH E201-BNC. La cual usa una conexión tipo BNC para eliminar el ruido que se genera entre el electrodo de medición y el circuito acondicionador de señal, el cual es menor a 0.5 mV, así mismo esta sonda requiere de un tiempo de establecimiento menor a 2 minutos para realizar una correcta medición.

Una vez conocidos los aspectos más relevantes de este sensor, se procederá a mostrar la programación y testeo correspondiente a este segundo dispositivo analógico:

Tabla 7 Características del sensor de color TCS3200

V_{in}	Output	Error de linealidad	Principio de funcionamiento	Tamaño de la matriz de fotodiodos	Marca del sensor
5 VCD	Onda cuadrada con un ciclo de trabajo del 50%	0.2% a 50 kHz	Conversión de intensidad de luz a frecuencia	8 x 8	TAOS

Como se puede apreciar en la Tabla 7, se muestra la información más importante del sensor de color TCS3200. En donde se puede ver que su principio de funcionamiento es convertir la intensidad de luz a una frecuencia variable con una onda cuadrada del 50% de ciclo de trabajo. Puesto que para llevar a cabo la detección de colores, este sensor se basa en el principio RGB, el cual usa una serie de arreglos con filtros junto con los fotodiodos para detectar el color rojo, verde y azul, que son los colores principales aditivos.

Pero dependiendo de la incidencia de luz o del brillo de la muestra a analizar es como la frecuencia se ve afectada, ya que esta puede variar rotundamente. Por lo tanto se puede decir que a mayor brillo de la muestra, mayor será la frecuencia registrada. Y caso contrario a menor brillo de la muestra, será menor la frecuencia detectada, pero cabe mencionar que esto no garantiza que se esté detectando el color correcto.

Por tal motivo se decidió aislar el sensor y la muestra dentro de un recinto cerrado de color negro, para así evitar efectos de reflexión y absorción de luz. Dentro de este recinto se incluyó una iluminación controlada para la muestra, evitando así la generación de sombras y brillo excesivo.

Después de aclarar las dudas y limitaciones que tiene este sensor, se procedió a realizar las conexiones entre él y la tarjeta Arduino, para así ponerlo en funcionamiento. Por tal motivo a continuación se muestra el siguiente diagrama que facilita el entendimiento al momento de realizar dichas conexiones eléctricas:

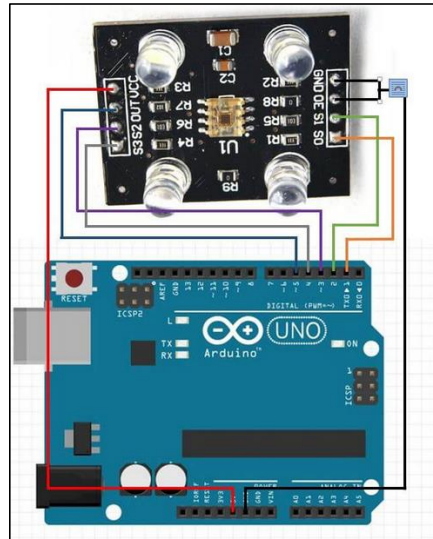


Figura 35 Diagrama de conexión Arduino - TCS3200

Como se puede ver en la Figura 35, se muestran las conexiones necesarias entre el Arduino y el sensor de color TCS3200. En donde se puede identificar la alimentación dada por el cable rojo, la tierra por el cable negro y la salida de la señal denotada por el cable azul, la cual va a ir conectada al pín número 3 del Arduino para ser procesada. Además se puede notar que este sensor cuenta con un par de pines extras, los cuales se emplean para elegir el escalamiento de la frecuencia y el tipo de filtro. Estos están dados respectivamente por los cables naranja y verde, que son los pines S0 y S1. Así como los pines S2 y S3 que son los encargados de la selección del tipo de filtro, representados por los cables gris y morado.

Una vez comprendida la etapa anterior, se procederá a mostrar la programación correspondiente al sensor de color TCS3200 a través de la plataforma de desarrollo de Arduino, la cual se muestra a continuación:

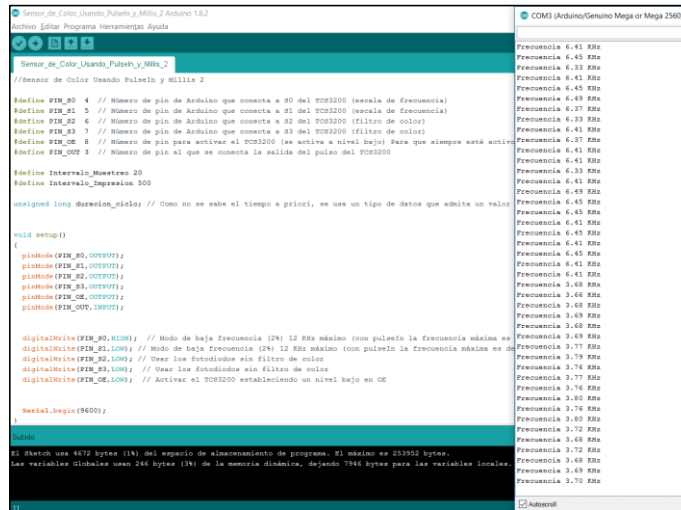


Figura 36 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al sensor de color

Como se puede observar en la Figura 36, se presenta la sección de código correspondiente al sensor de color TCS3200. El cual ofrece un escalamiento de frecuencia del 2% y la activación de los filtros de color rojo. Con base a esta información, se corrobora el correcto funcionamiento de este módulo, puesto que en el monitor serial de Arduino se están mostrando los valores recolectados en KHz.

Una vez explicado el apartado correspondiente al sensor de color, se procederá a abordar la sección enfocada al módulo bluetooth HC-05, el cual se va a emplear para realizar una comunicación inalámbrica entre la etapa final de Arduino y la aplicación móvil a desarrollar. Pero previamente se procederá a consultar sus características más importantes, así como sus conexiones eléctricas y crear la programación correspondiente a este dispositivo para que funcione correctamente.

A continuación se presenta la información más importante del módulo bluetooth HC-05, la cual fue recopilada a través de la consulta de su hoja de datos, para así tener la información más relevante acerca de su funcionamiento y comportamiento de este dispositivo inalámbrico:

Tabla 8 Características del bluetooth HC-05

V_{in}	Método de comunicación	Modo de trabajo	Ancho de banda	Baud rate de default	Código de emparejamiento
3.3 VCD	Serial	Maestro - esclavo	3 Mbps	38400	1234

Como se puede apreciar en la Tabla 8, se muestra la información más importante del módulo bluetooth HC-05. En donde se puede destacar el voltaje de alimentación de este dispositivo que es a 3.3 VCD, así mismo se puede contemplar el modo de trabajo, el cual puede ser como maestro o como esclavo. Sin mencionar que el ancho de banda es de 3Mbps, debido a que este bluetooth es de clase 2 y tolera distancias máximas de hasta 25 metros sin obstáculos.

Con base a lo anteriormente descrito, se procederá a conocer las conexiones eléctricas entre este módulo y la placa Arduino. Puesto que se necesita saber la forma correcta de conectar el bluetooth HC-05, ya que antes de utilizarlo para mandar y recibir información se debe programar para establecer sus parámetros de operación. A continuación se muestran las conexiones de este dispositivo:

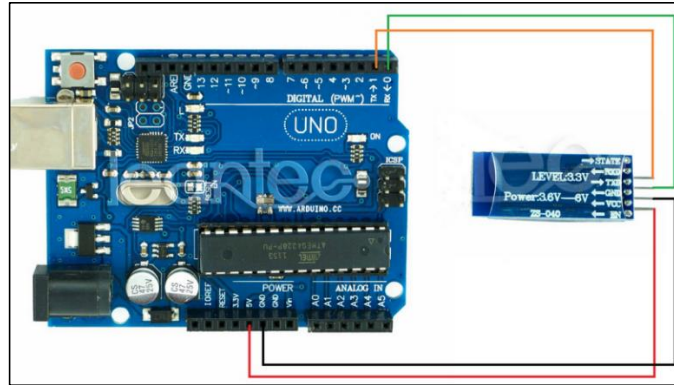


Figura 37 Diagrama de conexión Arduino - bluetooth HC-05

Como se puede ver en la Figura 37, se muestran las conexiones pertinentes del bluetooth HC-05 y la placa Arduino. En donde se puede identificar la alimentación representada por el cable rojo, la tierra por el cable negro, la transmisión de datos (Tx) por el cable verde y la recepción de datos (Rx) por el cable naranja. Cabe mencionar que estas dos últimas conexiones, se conectarán de manera cruzada a la placa Arduino (Tx – Rx / Rx – Tx), esto con el fin de permitir una comunicación bidireccional.

Con base a la información anterior, se procederá a crear el programa correspondiente al bluetooth HC-05, el cual se va a llevar acabo en el IDE de Arduino. En dicho código este dispositivo se configurará, establecerá y conocerán sus características más relevantes para poderlo establecer como esclavo, y de esta forma solo pueda enviar información hacia la aplicación móvil a desarrollar. A continuación se presenta el código realizado para esta encomienda:

The image shows two side-by-side windows. The left window is the Arduino IDE editor showing a C++ program for configuring a Bluetooth module. The right window is a terminal window showing the serial output of the program.

```

Bluetooth_1 Archivo 182
Archivo Editor Programa Herramientas Ayuda

Bluetooth_1
#include <SoftwareSerial.h> //Librería que permite establecer comunicación serie en otro pino

SoftwareSerial BT(10,11); //10 RX, 11 TX. //Aquí conectamos los pines RXD,TXD del módulo Bluetooth.

void setup()
{
  BT.begin(9600); //Velocidad del puerto del módulo Bluetooth
  Serial.begin(9600); //Abrimos la comunicación serie con el PC y establecemos velocidad
}

void loop()
{
  if(BT.available())
  {
    Serial.write(BT.read());
  }
  if(Serial.available())
  {
    BT.write(Serial.read());
  }
}

```

```

Arduino is ready
Remember to select Both NL & CR
OK
+VERSION:2.0-20100601
OK
+STATE:INITIALIZED
OK
+ROLE:0
OK
+UART:9600,0,0
OK
+ADDR:98d3:33:807d30
OK

```

Figura 38 Programación y pruebas experimentales del módulo correspondiente al bluetooth

Como se puede apreciar en la Figura 38, se presenta la programación realizada para configurar el módulo bluetooth HC-05. En donde se pudo notar que se hicieron una serie de pruebas a este dispositivo para configurarlo. En esta sección se confirmó la versión, se conoció el estado de operación, se propuso el modo de trabajo del dispositivo como esclavo (0), se conoció la velocidad de transmisión y se identificó la dirección Mac de este aparato. Todo lo anterior se ejecutó con la finalidad de configurar al bluetooth para poder mandar información desde Arduino hasta una aplicación móvil desarrollada en App Inventor®.

Una vez terminados y probados los programas que gobiernan a los sensores y a los dispositivos que están a cargo de la plataforma Arduino. Se procederá a abordar otro punto muy importante dentro del desarrollo del proyecto, el cual tiene que ver con la programación de aplicaciones móviles para celulares. Las cuales se crean en una plataforma en línea llamada App Inventor® la cual es muy fácil de usar, solo basta con tener una cuenta de correo para poder tener acceso a ella y a todos los beneficios que ofrece.

Por tal motivo se procedió a utilizar esta plataforma para la creación de dos aplicaciones móviles, las cuales juntas formarán parte de un mismo sistema. Pero para fines experimentales se van a presentar por separado. La primera de ellas fue diseñada para recibir y mostrar los datos provenientes de la etapa de Arduino por medio de una comunicación inalámbrica. La segunda consta básicamente de crear una base de datos en donde se puedan almacenar los valores recolectados o registrados manualmente.

Comenzando por el primer código realizado para la primera aplicación móvil, la cual consta básicamente de un programa que establece una conexión bluetooth con Arduino y comienza a recibir los datos emanados de esta etapa y a desplegarlos en una interfaz gráfica. A continuación se presenta la programación realizada para esta encomienda:

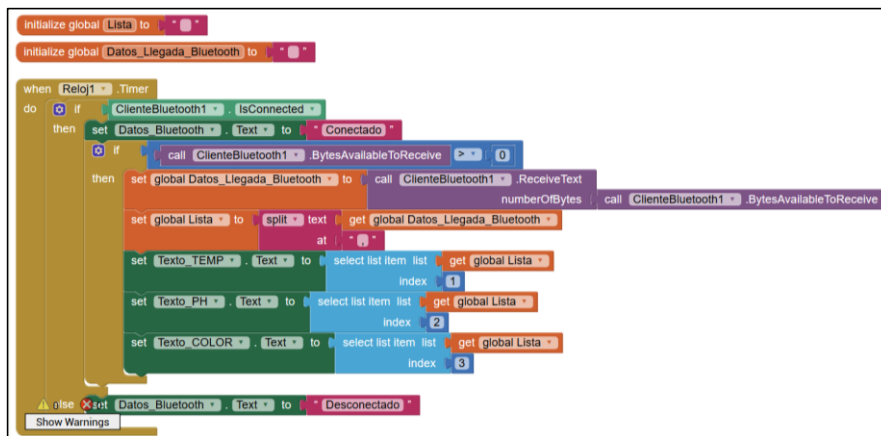


Figura 39 Programación de la primera aplicación móvil en App Inventor®

Como se puede apreciar en la Figura 39, se encuentra el código de la primera aplicación móvil, la cual consta básicamente de establecer una comunicación inalámbrica con Arduino a través del uso de un bluetooth y poder así recibir los datos procesados por esa etapa. Cabe resaltar que la programación realizada en App

Inventor[®] es por medio de bloques gráficos, lo que hace que este tipo de lenguaje sea muy fácil de usar, comprender y utilizar.

Una vez conocido el código implementado para la visualización de datos, se va a proceder a crear la interfaz visual de esta aplicación. En donde se va hacer uso de diferentes herramientas para llevar a cabo esta encomienda, entre las cuales están los cuadros de textos, las etiquetas, los botones, etc. A continuación se muestra como quedo la interfaz visual final de esta App:

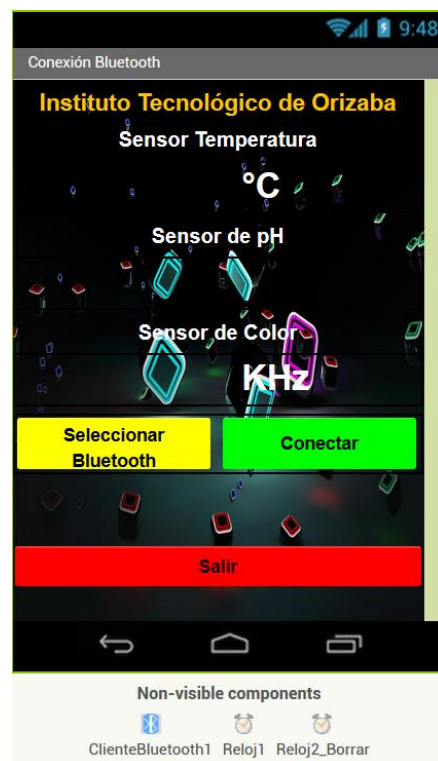


Figura 40 Interfaz visual de la aplicación culminada

En la Figura 40 se muestra la culminación de la interfaz visual de la primera aplicación. En donde se puede observar que esta cuenta con tres botones, uno para buscar y seleccionar el bluetooth, otro para conectarlo con el dispositivo

seleccionado y el último para salir de la aplicación. Además se puede notar los espacios correspondientes para los valores de temperatura, pH y color provenientes de la etapa de Arduino.

Realizado lo anterior se procederá a ejecutar las primeras pruebas experimentales con esta aplicación. Para lo cual se guardará, compilará y descargará el archivo con extensión .apk de la aplicación desarrollada. El cual posteriormente se instalará en el teléfono celular para poder ejecutar la app. Dando como resultado la siguiente imagen:



Figura 41 Prueba y funcionamiento de la aplicación para el monitoreo de variables

Como se puede apreciar en la Figura 41, se muestra el correcto funcionamiento de la aplicación desarrollada para la visualización y monitoreo de las variables provenientes de la etapa de Arduino. De esta forma es como se culminan las

pruebas experimentales de este módulo, el cual corresponde a la creación de la primera aplicación para dispositivos móviles, que permite visualizar los valores de temperatura, pH y color.

Pasando a la explicación de la segunda aplicación realizada en App Inventor®, la cual tiene como encomienda crear una base de datos capaz de almacenar cualquier tipo de información de manera manual. A continuación se presenta como primera instancia el código a bloques correspondiente de este programa, con el fin de exponer la forma en el que se llevó a cabo:

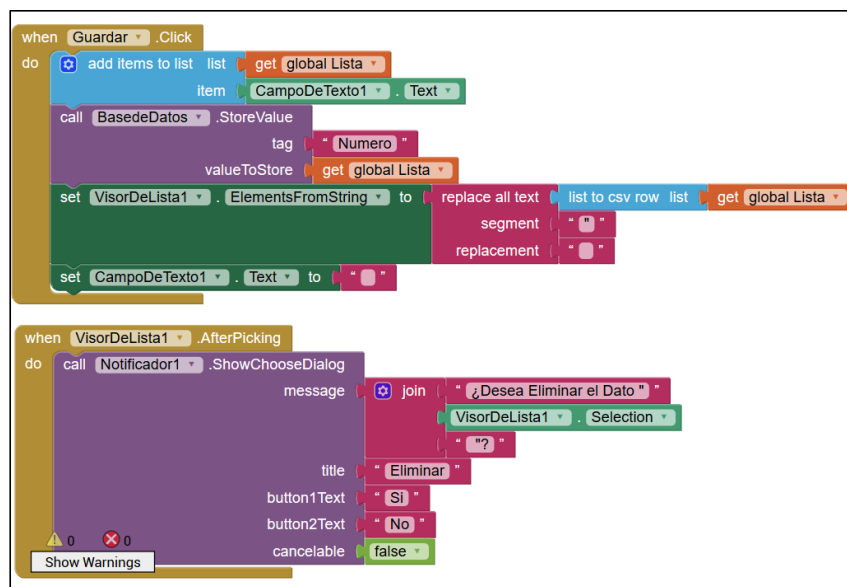


Figura 42 Programación de la segunda aplicación móvil en App Inventor®

Como se puede ver en la Figura 42, se presenta la programación a bloques de la base de datos, la cual permite almacenar cualquier tipo de información. Desde palabras, números, símbolos hasta información más compleja. También se puede notar que dentro de este código se hace uso de condicionales, ciclos, operaciones

lógicas y matemáticas, los cuales son los mismos conceptos comparados con otros tipos de lenguajes de programación, ya sea estructurada u orientada a objetos.

Cabe mencionar que la pieza fundamental que permite realizar esta base de datos se llama TinyDB, que es una clase. La cual contiene un conjunto de objetos con sus respectivos métodos que permiten crear una base de datos de manera fácil y sencilla, en comparación con otros lenguajes de programación. Una vez comprendido lo anterior se procedió a diseñar la interfaz visual de esta aplicación, la cual se muestra a continuación:

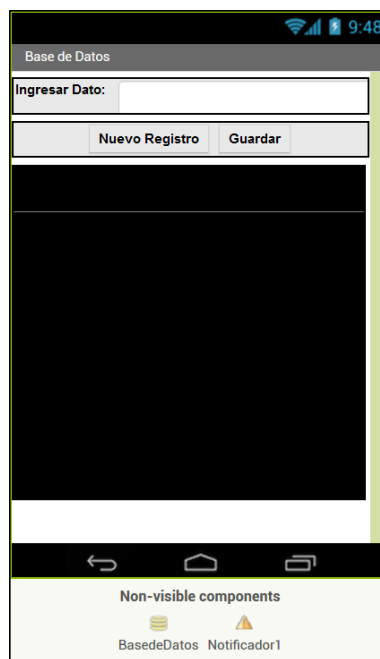


Figura 43 Interfaz visual de la aplicación dos culminada

Como se puede ver en la Figura 43, se muestra la interfaz visual de la aplicación de la base de datos terminada. En donde se puede apreciar un cuadro de texto en el cual se va a ingresar el valor a almacenar, el cual posteriormente se ve afectado por una serie de botones que permiten crear un nuevo registro o guardar el existente.

Dicha información se almacenará en un espacio de memoria permanente del teléfono, la cual se podrá consultar a través de una lista que se genera al momento de introducir nueva información. Cabe resaltar que si se desea eliminar un valor de manera manual, esta interfaz está dotada con las instrucciones para ejecutar esta encomienda.

Hecho y comprendido los conceptos anteriores se procederá a guardar, compilar y descargar el archivo perteneciente a esta aplicación en formato .apk, el cual se instalará en el teléfono celular para comenzar a realizar las primeras pruebas experimentales de esta base de datos. A continuación se muestra el funcionamiento de esta aplicación a través de la siguiente imagen:



Figura 44 Prueba y funcionamiento de la aplicación para el registro de datos

Como se puede ver en la Figura 44, se nota el correcto funcionamiento de esta aplicación, la cual corresponde a una base de datos que permite realizar el registro de información en un espacio de la memoria del teléfono celular.

Además se puede ver como esta aplicación es capaz de almacenar cualquier tipo de dato o información, haciéndola idónea para la aplicación final que se busca realizar. De esta manera es como se culmina la sección correspondiente a las pruebas por módulos, en donde se puede resaltar que se realizaron ensayos experimentales con cada programa realizado para verificar su correcto desempeño, dando como resultado la correcta ejecución de todos ellos.

4.3 INTEGRACIÓN

Una vez realizadas las pruebas de los módulos anteriores, se procederá a integrar todo lo hecho en una sola sección, la cual corresponde a la programación final de la etapa de adquisición y procesamiento de datos de Arduino. Puesto que esta fase trabajará en conjunto con la programación correspondiente de la interfaz gráfica de LabView 2014[®] para visualizar y almacenar los datos provenientes de ella, sin mencionar que también está interactuando con el código de la aplicación para celular hecho en App Inventor[®] para monitorear los datos remotamente.

Por tal motivo, en primera instancia se presentará la programación final de la etapa de Arduino junto con la de LabView 2014[®]. En donde se integrarán todos los códigos correspondientes a los sensores de temperatura (LM35), pH (SKU: SEN0161) y color (TCS3200) dentro del IDE de la plataforma Arduino, apoyándose en los diagramas de flujo realizados en el capítulo tres y en la implementación de filtros digitales para disminuir las fluctuaciones entre los valores de las señales de los sensores.

Dichos diagramas explican, muestran y justifican el funcionamiento de la etapa de adquisición y procesamiento de datos, así como la de la interfaz gráfica. Ya que mencionan la forma de programar en Arduino para mejorar el desempeño del código

Dicha cadena de datos tipo string va a realizar la transmisión de información entre ambas plataformas, las cuales van a utilizar un protocolo de comunicación serial a través de un puerto COM entre el micro-controlador y el ordenador, para que de esta forma la interfaz gráfica final de LabView 2014[®] pueda recibir toda la trama de datos.

De esta manera las variables recopiladas y procesadas por la fase anterior van a ser enviadas hacia la interfaz gráfica, la cual se va a encargar de recibir, separar, acomodar, representar y almacenar los datos. A continuación se presenta la culminación de dicha interfaz:



Figura 46 Culminación del diseño de la interfaz gráfica

Como se puede observar en la Figura 46, se ve la culminación del diseño del panel frontal de la interfaz gráfica de LabView 2014[®]. En donde se puede notar que existe una serie de selectores e indicadores gráficos propios de este software. Los cuales permiten seleccionar el puerto COM, la carpeta de almacenamiento, el nombre del archivo e iniciar o parar la toma de datos. También están aquellos que indican los valores recibidos, la fecha, la hora del análisis, la cantidad de muestras recolectadas y los correspondientes a la representación gráfica de los valores de temperatura, pH y color.

Una vez conocido el entorno grafico del programa, se procederá a mostrar la programación a bloques correspondiente de esta interfaz, la cual se basó en los diagramas de flujo anteriormente realizados:

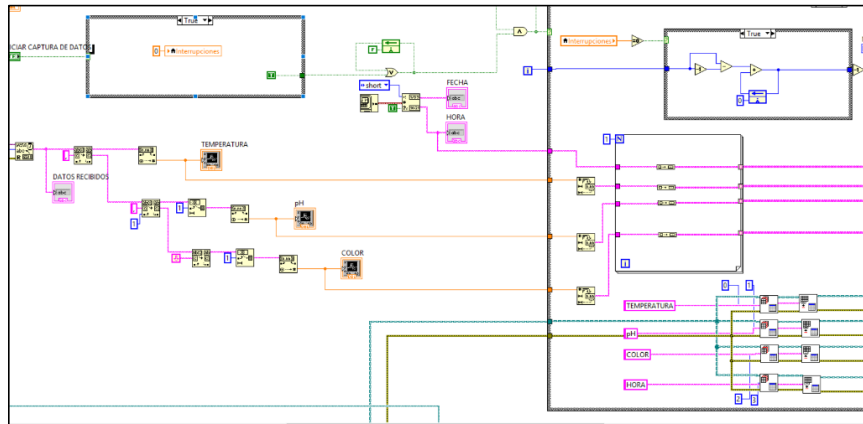


Figura 47 Culminación de la fase de programación de la interfaz gráfica

En la Figura 47 se puede observar la programación visual-gráfica que usa LabView 2014[®] para ejecutar sus códigos. En este caso el programa desarrollado en este tipo lenguaje, consta principalmente de habilitar un puerto COM para recibir la trama de información proveniente de Arduino, posteriormente separar dichos datos según la cantidad de sensores usados. Seguido de acomodar estos valores en sus respectivas secciones, los cuales se van a representar gráficamente por medio de indicadores visuales, y por último brindar la opción de almacenamiento de información por medio de la generación de archivos en Excel.

Hecho lo anterior, se procederá a mostrar la sinergia y el correcto funcionamiento de esta interfaz gráfica, en donde la etapa de sensores y procesamiento de datos es fundamental para el óptimo desempeño de este programa:

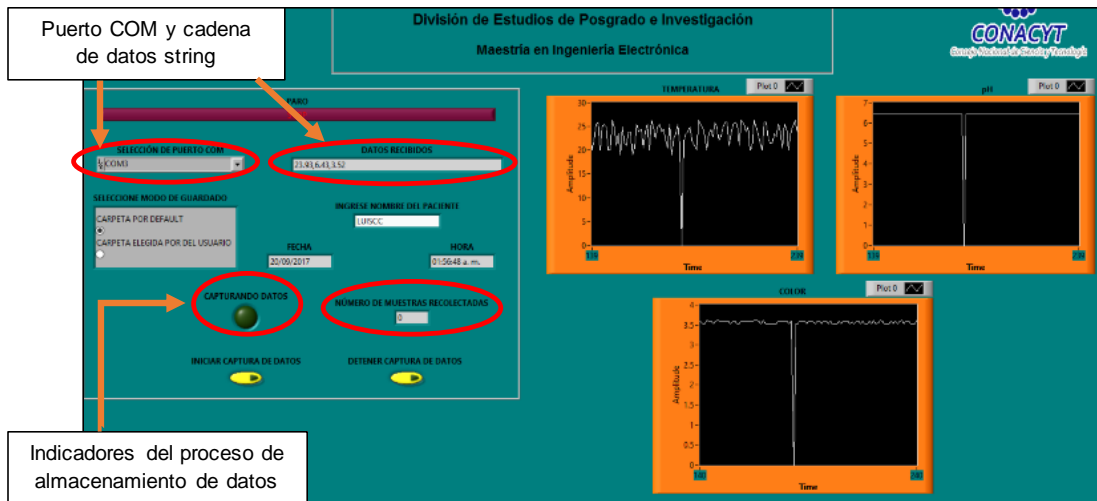


Figura 48 Funcionamiento de la interfaz gráfica para el monitoreo y almacenamiento de datos

Como se puede apreciar en la Figura 48, se muestra el correcto funcionamiento de la etapa de adquisición y procesamiento de datos junto con la fase de la interfaz gráfica de LabView 2014[®]. Puesto que esta interfaz está mostrando y graficando los valores de los sensores de temperatura, pH y color. Esta misma tiene la opción de almacenar estos datos en un archivo de Excel, por medio de una serie de botones que permiten iniciar o parar la toma de valores, así como los indicadores que muestran la cantidad de información almacenada.

De esta forma es como se culmina la integración correspondiente a la etapa de Arduino junto con la sección de la interfaz gráfica de LabView 2014[®], las cuales tenían como objetivo adquirir, procesar, transmitir, recibir, acomodar, visualizar y guardar la información proveniente de los sensores de temperatura, pH y color para su futuro análisis y procesamiento.

A continuación se da paso a la segunda integración del proyecto, la cual hace uso de los mismos sensores y de la misma etapa de adquisición y procesamiento de

datos, pero con la variante de que se agrega una sección de código para habilitar el módulo bluetooth HC-05, para así establecer una comunicación inalámbrica con la aplicación para celular creada en App Inventor®. De esta forma se enviará y recibirá información para monitorear remotamente los datos, en la siguiente imagen se muestra el código final correspondiente a la etapa de Arduino en donde se establece la comunicación y transmisión de información de manera inalámbrica:



Figura 49 Programación final de la etapa de adquisición y procesamiento de datos para la aplicación en App Inventor®

Como se puede apreciar en la Figura 49, se muestra la culminación de la programación en Arduino. En donde se plasmaron los códigos correspondientes a los sensores de temperatura, pH, color y al del dispositivo bluetooth. Estos se emplearon para adquirir, procesar y transmitir los datos hacia una aplicación para celular, por medio de un buffer de información en donde se encuentran los valores de cada sensor separados e identificados por un signo de porcentaje (%).

Una vez realizada la parte de adquisición, procesamiento y transmisión de datos, se prosiguió con la programación correspondiente a la aplicación móvil en App

Inventor[®]. En donde se establecieron los pasos, condiciones, métodos, secuencias, estructuras y variables para establecer una comunicación bluetooth para recibir, separar, procesar y visualizar los datos a través de una serie de text box, sin mencionar la fase encargada de actualizar la información. A continuación se muestran las secciones de código que componen a esta aplicación móvil:

```

when Sair . Click
do call ClienteBluetooth1 .Disconnect
close application

when SelectorDeLista_Bluetooth . BeforePicking
do set SelectorDeLista_Bluetooth . Elements to ClienteBluetooth1 . AddressesAndNames

when SelectorDeLista_Bluetooth . AfterPicking
do set Datos_Bluetooth . Text to SelectorDeLista_Bluetooth . Selection

when Conectar_Bluetooth . Click
do set SelectorDeLista_Bluetooth . Selection to call ClienteBluetooth1 .Connect
address SelectorDeLista_Bluetooth . Selection
  
```

Figura 50 Programación en App Inventor[®] para establecer comunicación bluetooth con la etapa de Arduino

Como se puede notar en la Figura 50, se presenta la programación a bloques correspondiente a la comunicación bluetooth para la aplicación móvil. En esta sección se da de alta una conexión bluetooth a través de la activación de este dispositivo en el celular. La cual permite generar una lista con los dispositivos vinculados anteriormente, para que posteriormente pueda conectarse con el bluetooth HC-05 de la etapa de adquisición y procesamiento de datos, y así establecer una conexión inalámbrica. Por tal motivo es conveniente tener vinculado el bluetooth HC-05 del Arduino al celular.

Realizado lo anterior, se procederá a explicar la sección de código encargada de recibir, separar, procesar y visualizar los datos de los sensores a través de una serie de text box para cada uno de ellos. A continuación se presenta la programación realizada en App Inventor[®] para esta encomienda:

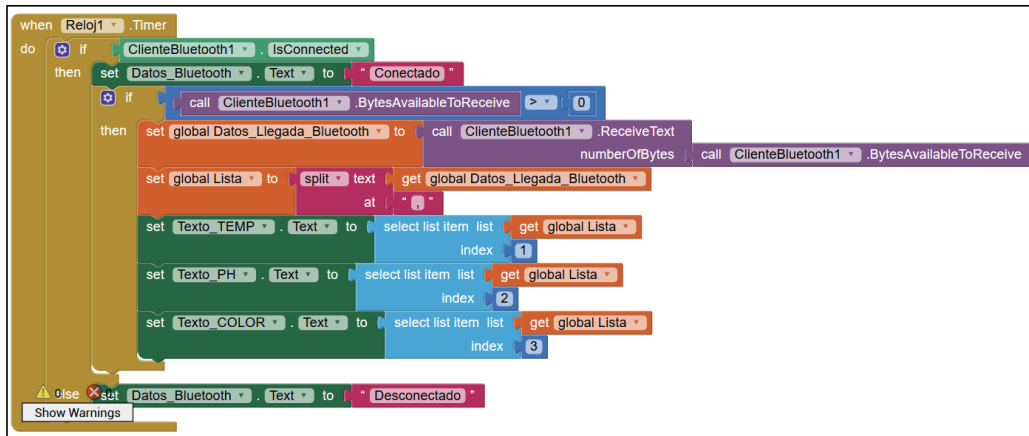


Figura 51 Programación en App Inventor® para recibir, separar, procesar y mostrar los datos de los sensores

En la Figura 51 se muestra el código necesario para checar la conexión bluetooth, recibir el buffer de datos, identificar y separar los valores de cada sensor y así mandarlos a mostrar en un text box independiente dentro de la interfaz gráfica de la aplicación. Cabe mencionar que esta etapa es la más importante dentro de toda la programación en App Inventor®, puesto que sin ella no sería capaz de llevarse a cabo el monitoreo remoto de datos entre estas dos plataformas. Destacando que el tiempo de transmisión de información entre Arduino y App Inventor® debe ser de 1000 ms, esto debido a que por default App Inventor® manda valores en este intervalo de tiempo, si no se considera este tiempo definido en la programación de Arduino, se tendrán problemas al momento de ejecutar la aplicación móvil.

Como último punto de esta programación, se procederá a mostrar la sección de código encargada de la actualización de los valores provenientes de Arduino, puesto que ambas plataformas trabajan constantemente adquiriendo, procesando y mostrando la información recolectada, la cual varía con respecto al tiempo. Por eso es importante dotar a esta aplicación móvil con un sistema capaz de actualizar los valores, a continuación se presenta esta fase de programación:

```

when Reloj2_Borrar .Timer
do
  set Reloj2_Borrar . TimerInterval to Reloj2_Borrar . TimerInterval
  set global Datos_Llegada_Bluetooth to ""
  set global Lista to ""
  
```

Figura 52 Programación en App Inventor® para actualizar los valores de cada sensor

En la Figura 52, se puede apreciar la programación correspondiente para la actualización de los datos de la interfaz gráfica de la app. Esto se realizará cada vez que lleguen nuevos valores provenientes de la etapa de Arduino, con el fin de mostrar la información exacta de los sensores en ese instante de tiempo.

Una vez culminada la sección de programación a bloques correspondiente a esta aplicación móvil, se procederá a mostrar un apartado para el desarrollo del entorno gráfico de esta aplicación. El cual fue realizado en la opción de diseño, perteneciente al software de App Inventor®. A continuación se muestra el entorno gráfico culminado para esta app:

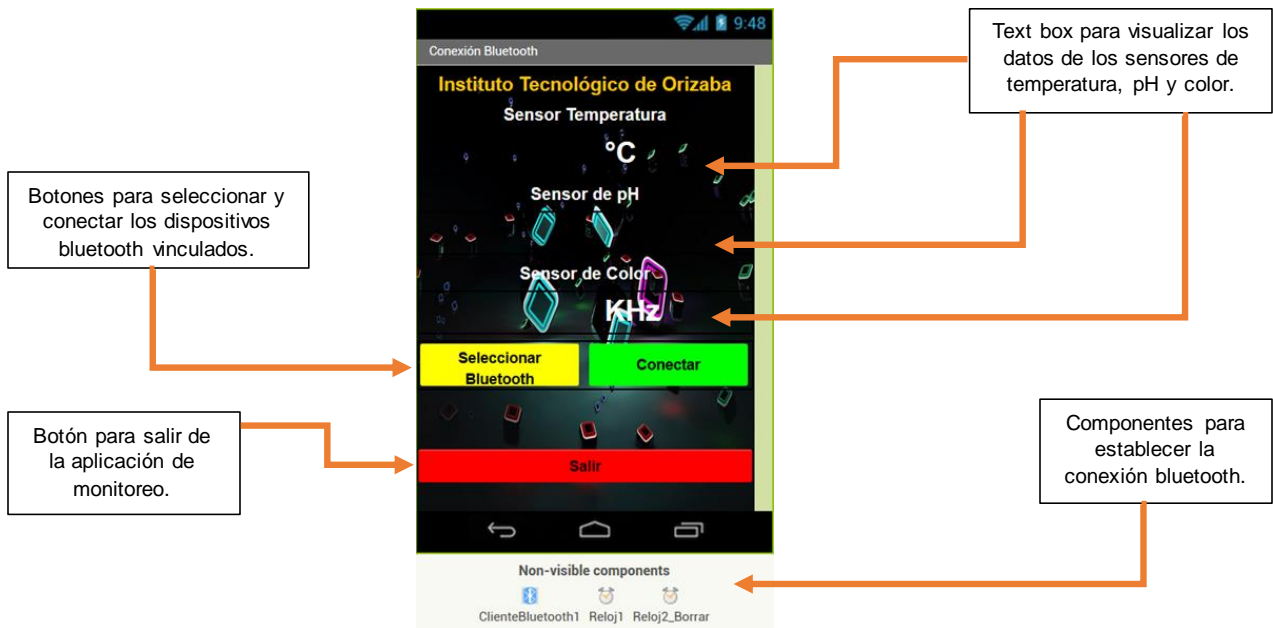


Figura 53 Entorno gráfico culminado para la aplicación móvil de monitoreo

Como se puede observar en la Figura 53, se aprecia la culminación del entorno gráfico correspondiente a esta aplicación móvil. La cual tienen como encomienda monitorear los datos provenientes de los sensores a través de una comunicación inalámbrica. También se puede notar que esta interfaz gráfica cuenta con una serie de botones para activar, seleccionar, conectar y desconectar el dispositivo bluetooth vinculado. Sin mencionar que cuenta con una serie de text box que se van a emplear para visualizar los datos provenientes de los sensores de Arduino.

Una vez culminadas las secciones de programación a bloques y de diseño del entorno gráfico de esta aplicación, se procederá a probarla por medio del uso de un teléfono celular. En el cual se le instalará esta aplicación, para que pueda trabajar en sinergia con la etapa inalámbrica de Arduino, pero antes de poder usar esta app completamente se deben ejecutar los siguientes pasos:

- Guardar el proyecto de la aplicación móvil para el monitoreo de datos.
- Generar el archivo .apk de esta app.
- Descargar el archivo generado con terminación .apk
- Configurar el teléfono celular en modo desarrollador y permitir la instalación de aplicaciones.
- Copiar e instalar el archivo correspondiente a esta aplicación de monitoreo de variables.
- Ejecutar la aplicación y conectarla con el modulo bluetooth HC-05 de Arduino.

Una vez realizados los pasos anteriores, se procederá a conectar la etapa de adquisición y procesamiento de datos de Arduino con la aplicación desarrollada en App Inventor®, para así poder monitorear inalámbrica y remotamente los datos provenientes de los sensores. A continuación se presenta la aplicación móvil funcionando:

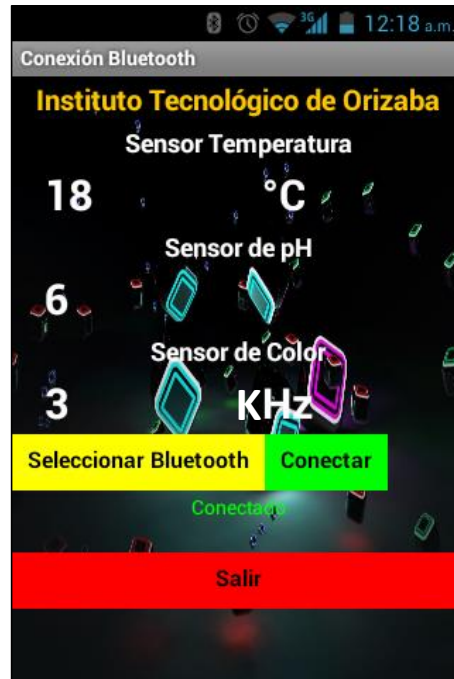


Figura 54 Culminación y funcionamiento de la aplicación móvil para el monitoreo de variables físicas y químicas

En la Figura 54 se puede notar el correcto funcionamiento de esta app, puesto que está recibiendo de manera exitosa el buffer de datos proveniente de la etapa de Arduino y desplegando la información en su entorno grafico desarrollado con anterioridad. De esta manera es como se culmina la segunda integración de programas, la cual hace posible el monitoreo de variables de temperatura, pH y color de manera inalámbrica.

Para terminar con la sección de integración, se procederá a mostrar el último fragmento de esta etapa, el cual está en función de la unión final de todos los dispositivos electrónicos como sensores, placas de adquisición de datos, tarjetas electrónicas, dispositivos de comunicación inalámbrica, fuentes de alimentación, así como todas las piezas mecánicas manufacturadas. Comenzando por todas las conexiones electrónicas que conforman a este proyecto en su totalidad:

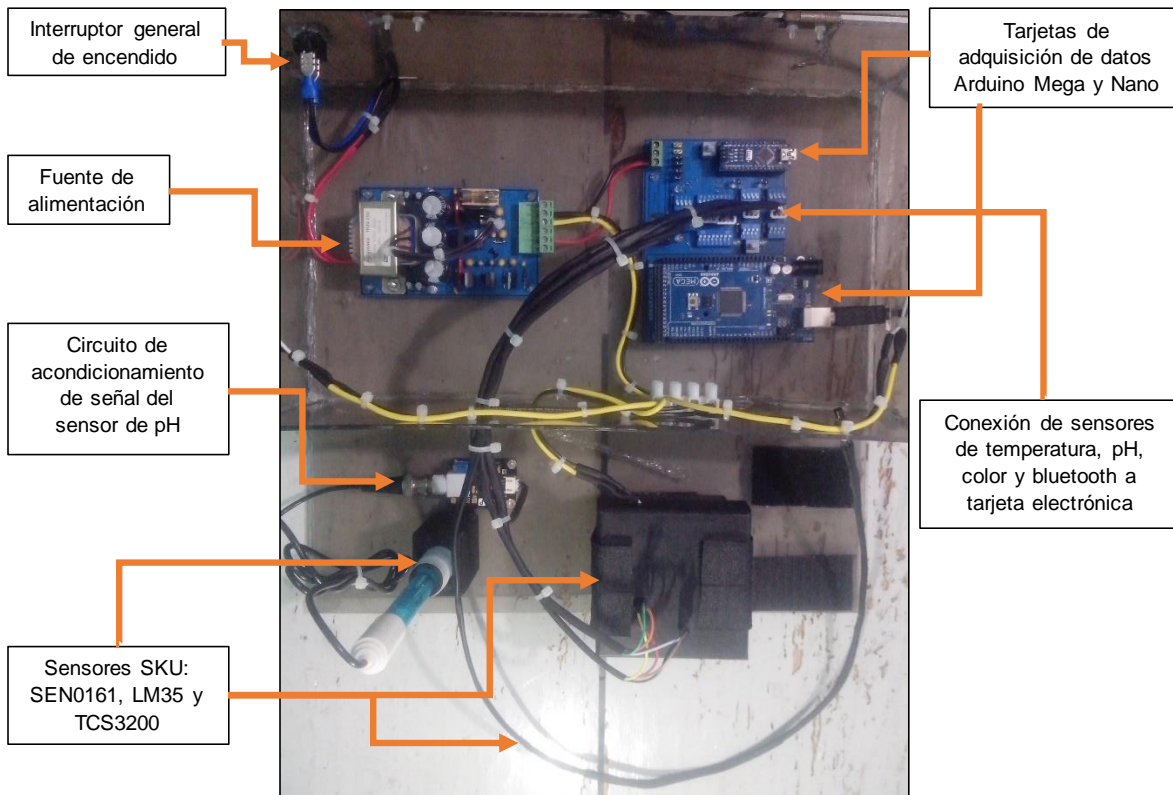


Figura 55 Conexión final de todos los dispositivos y circuitos electrónicos que conforman al proyecto en su totalidad

Como se puede ver en la Figura 55, se muestra la distribución de todos los componentes electrónicos, así como sus conexiones eléctricas. Esto con el fin de integrar y poner en servicio a cada uno de estos dispositivos utilizados para el proyecto, el cual está enfocado a la medición de la temperatura corporal, el pH de la saliva y el color del dedo índice.

Una vez realizadas todas las conexiones eléctricas, se procederá a mostrar la unión de todas las piezas mecánicas y electrónicas que conforman al proyecto en su totalidad, esto con el fin de presentar la culminación final del prototipo realizado:

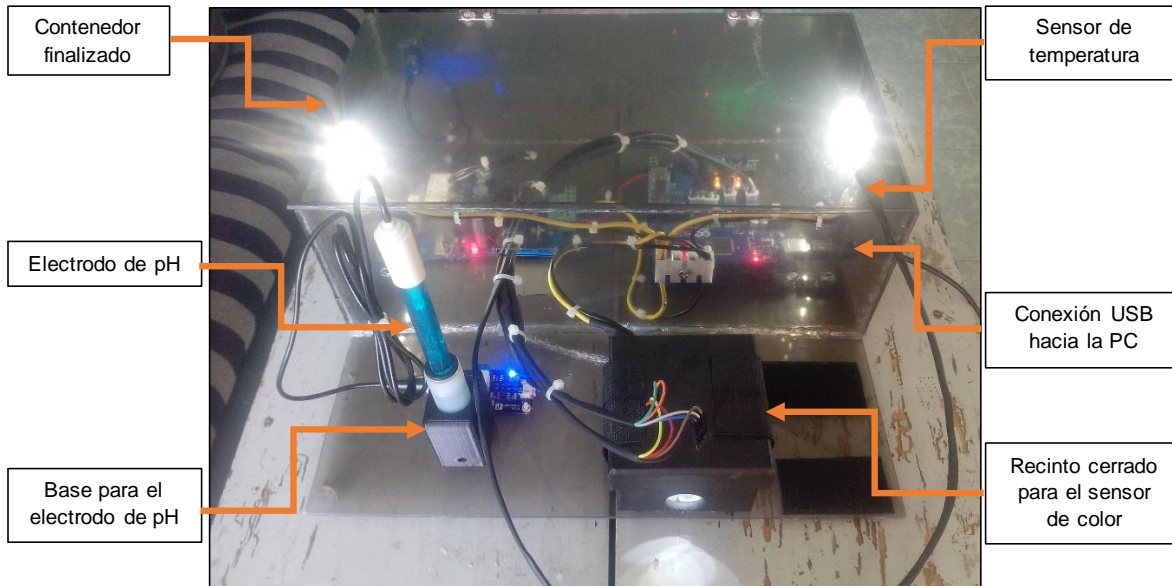


Figura 56 Integración total de las piezas mecánicas y electrónicas del proyecto final

Como se puede notar en la Figura 56 se aprecia la culminación total del proyecto, a través del prototipo antes manufacturado. El cual conjunta una etapa mecánica y a una electrónica que van a servir para el monitoreo y almacenamiento de variables de temperatura, pH y color. Dichas variables van a ser de gran apoyo al proceso de seguimiento de los niveles de glucosa en las personas diabéticas.

4.4 EXPERIMENTOS FINALES

Una vez terminado y armado el prototipo anterior, se procederá a usar este desarrollo tecnológico como un sistema de monitoreo de temperatura, pH y color, el cual va a servir como herramienta de seguimiento de los niveles de glucosa en pacientes diabéticos. Puesto que este sistema hace uso de una etapa de sensores que se encargan de adquirir las variables físicas y químicas presentes en el cuerpo humano, las cuales serán procesadas por la fase de Arduino, que una vez preparadas serán mandadas por medio de una comunicación serial a la interfaz gráfica realizada en LabView 2014[®].

Dicha interfaz será capaz de recibir, separar, acomodar, visualizar, graficar y almacenar la trama de datos en un documento de Excel. Todo esto con el fin de generar un registro de información, el cual posea los valores de la temperatura corporal, el pH de la saliva y el color del dedo índice, para así usarlos como apoyo al proceso de seguimiento de los niveles de glucosa de una persona diabética.

Como ya se hizo mención anteriormente, este sistema de monitoreo tiene por objetivo crear un registro de información con los valores de la temperatura corporal, el pH de la saliva y el color del dedo índice del paciente, sin mencionar que se va anexar un dato más a esta lista. El cuál es el valor de la concentración de la glucosa que es obtenida por medios invasivos a través de un glucómetro. Esto con el fin de crear un registro más detallado de estas variables de interés, las cuales a través del tiempo proporcionarán información acerca del estado de salud de la persona analizada. Dichos datos serán procesados e interpretados con la ayuda de un médico, para brindar así un tratamiento oportuno y eficaz contra este padecimiento.

Cabe mencionar que este registro de información será personalizado, ya que los datos almacenados no van a ser los mismos para una persona sana, como para una persona diabética. Por tal motivo si se desea saber el estado glucémico de un paciente, se debe realizar un análisis personalizado, usando este sistema de monitoreo de variables físicas y químicas del cuerpo humano.

Con base a los principios anteriores, se procederá a realizar las primeras pruebas de monitoreo usando este sistema. Para lo cual en primera instancia se debe analizar a una persona para adquirir estas variables de interés y así lograr crear un registro de información. En este caso para poder realizarlo y probar el correcto funcionamiento de este sistema, me ofrecí como primer sujeto de pruebas, aunque cabe mencionar que no soy una persona diabética. Esto con el fin de demostrar cómo funciona este proceso, a continuación se muestran los resultados obtenidos.

4.4.1 RESULTADOS DE LOS EXPERIMENTOS FINALES USANDO EL SISTEMA DE MONITOREO DE VARIABLES

En esta sección se van a describir los resultados obtenidos al aplicar este sistema de monitoreo de temperatura corporal, pH de la saliva, color del dedo y glucosa, esta última va a ser cuantificada por medios invasivos y de manera manual. Para llevar a cabo los seguimientos de estas variables se deben establecer los horarios y las condiciones de las personas para hacer la toma de muestras, así como la metodología para analizar a los pacientes, estas se estipulan a continuación.

Condiciones y horarios para ejecutar la toma de variables físicas y químicas presentes en el cuerpo de una persona diabética:

- Realizar el análisis en ayunas, después de despertar.
- Realizar la toma de variables después de comer o cenar, dejando pasar dos horas como mínimo.
- En todos los casos realizar limpieza bucal antes y después de cada comida para no alterar las mediciones del pH de la saliva.
- Esperar dos minutos para que se establezcan las mediciones, en especial la de la sonda de pH.
- Ejecutar el monitoreo y almacenamiento de información.

Como se puede apreciar en los puntos anteriores, se estipulan las condiciones y los horarios para realizar el monitoreo, almacenamiento y toma de muestras de las variables de interés para que con ello se pueda crear el registro de información que ayude al seguimiento de los niveles de glucosa de las personas diabéticas.

Una vez comprendido lo anterior se establecerá la metodología pertinente con la cual se llevará a cabo este proceso de seguimiento para todas las personas diabéticas o no, que estén dispuestas a usarlo. Para ello se debe tener listo el

sistema de monitoreo realizado con anterioridad, a continuación se presenta dicha metodología a través del siguiente diagrama a bloques:

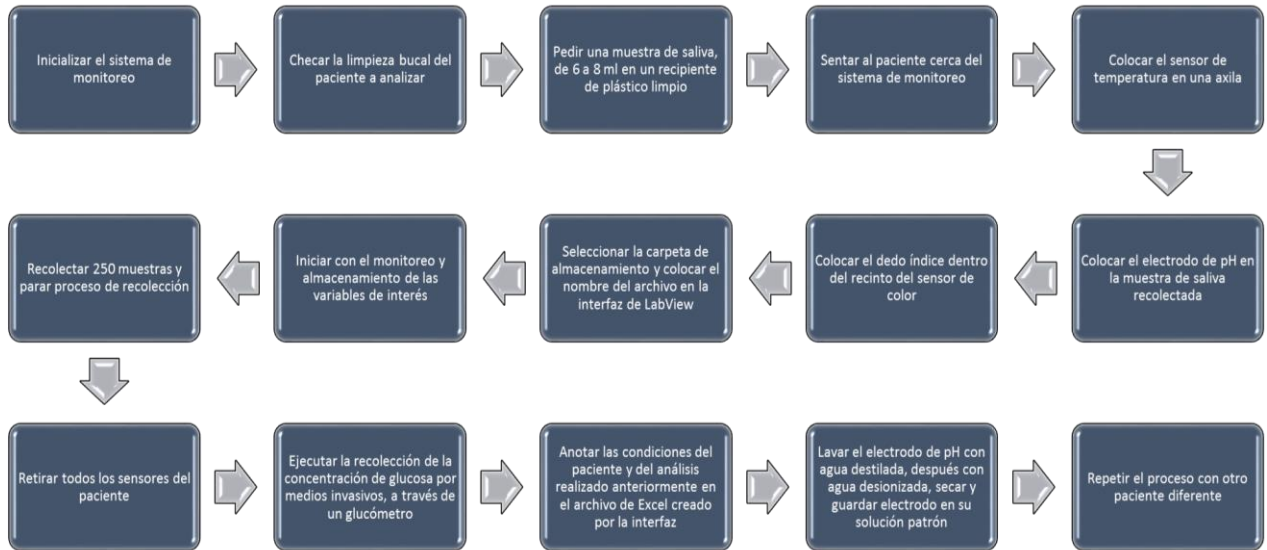


Figura 57 Metodología para la recolección y análisis de variables en pacientes diabéticos

Como se puede apreciar en la Figura 57 se presenta la metodología correspondiente para analizar a los pacientes, y así poder adquirir y monitorear las variables físicas y químicas presentes en las personas con diabetes. Con base a los criterios antes mencionados, se procederá a realizar la toma de muestras usando el sistema de monitoreo anterior. En el cual se hará uso de la opción de almacenamiento de información, a través de la generación de un archivo en Excel por parte de la interfaz gráfica de LabView 2014[®]. Cabe mencionar que esta interfaz permite manipular el nombre y la dirección de almacenamiento del documento.

Una vez conocido todo lo anterior, se procederá a iniciar con el monitoreo, captura y almacenamiento de las variables de temperatura, pH y color. Las cuáles serán guardadas y ordenadas en un archivo de Excel, el cual tiene instrucciones de separar los valores de cada sensor en una hoja de trabajo diferente. Para que de

esta manera todos los datos pertenecientes a cada sensor sean independientes de los otros. A continuación se presenta la forma en que Excel guarda dichos datos:

	A	B	C	D	E	F
237	36.13					
238	36.13					
239	36.62					
240	36.62					
241	34.18					
242	32.23					
243	36.62					
244	36.13					
245	35.64					
246	32.71					
247	32.23					
248	36.13					
249	32.71					
250	36.62					
251	33.69					
252	36.13					
253	33.69					
254	32.71					
255	36.13					
256	32.71					
257	36.13					
258	37.11					
259	34.67					
260	36.62					
261	33.69					
262	33.2					
263	33.2					
264	36.13					
265						
266	34.50193182					

Separación de los valores de cada sensor en hojas de trabajo independientes

Figura 58 Forma de almacenamiento de los valores de los sensores en Excel

Como se puede ver en la Figura 58, se presenta la forma en que se almacenan los datos de los sensores en Excel. Aquí se puede notar la generación de cuatro pestañas u hojas de trabajo diferentes, en donde tres de ellas son creadas automáticamente por la opción de almacenamiento de la interfaz gráfica. Las cuales pertenecen a los sensores de temperatura, pH y color, en donde se registran las muestras o valores recolectados de estas variables por cada vez que se ejecuta el procedimiento de almacenamiento.

Hecho lo anterior, se procederá a crear una cuarta pestaña u hoja de trabajo dentro de este mismo archivo, la cual tiene como encomienda concentrar y resumir la información más importante de cada variable. Puesto que dentro de esta sección se colocan los valores promediados de todas las muestras recolectadas por cada

sensor, en donde también se incluye la concentración de glucosa en la sangre de la persona analizada, la cual fue extraída de manera invasiva y manual.

A continuación se presenta la forma resumida y promediada de la información proveniente de cada variable, las cuales fueron mostradas y analizadas en la Figura 58:

Tabla 9 Concentración de los valores promediados de temperatura, pH, color y glucosa

Temperatura (°C)	pH	Color (KHz)	Glucosa (mg/dl)	Glucosa (mg/dl)
34.5	6.91	9.42	90	105

Como se puede ver en la Tabla 9, se presenta el formato establecido para la información recolectada por la pestaña número cuatro del documento de Excel. En donde se plasmaron los 250 valores promediados de las muestras recolectadas por cada sensor. Sin mencionar que dentro de esta misma tabla se puede notar la presencia de dos valores de concentración de glucosa, los cuales pertenecen a los resultados obtenidos de dos glucómetros distintos, estos últimos son de la marca Accu-Chek Active® y One Touch UltraMini® respectivamente. Lo anterior se realizó con el fin de generar un registro de información más detallado de las variables recolectadas por el sistema de monitoreo, el cual será complementado con los datos de las concentraciones de glucosa tomadas con los glucómetros antes descritos.

Cabe mencionar que los dos glucómetros empleados para esta encomienda usan tiras reactivas diferentes, pero su proceso de cuantificación es distinto. Puesto que en el caso del glucómetro Accu-Chek Active® la manera de cuantificar la concentración de glucosa es por medios ópticos, mientras que el One Touch UltraMini® lo hace por medios electroquímicos. También es importante resaltar que debido a las marcas y a los procesos de estos dispositivos llega haber una ligera

variación de medición entre ellos, la cual tiene un margen máximo del 20% entre las lecturas registradas.

Una vez comprendido los conceptos anteriores así como la manera de capturar, almacenar y procesar la información de las variables recolectadas en los archivos de Excel. Se procederá a realizar una serie de seguimientos a lo largo de cuarenta días, con el objetivo de crear una gran cantidad de registros de información, los cuales servirán como herramientas para el seguimiento final de los niveles de glucosa. Estos archivos van a poseer en su interior la sección correspondiente a la “información resumida”, que es la cuarta hoja de trabajo generada, la cual concentra la información de cada variable como en el caso de la Tabla 9. Dando como primer resultado la creación de un historial clínico del paciente analizado, como el que se muestra a continuación:

Nombre	Fecha de modifica...	Tipo	Tamaño
Paciente_LuisCC_011017_1.xls	01/10/2017 10:54 ...	Hoja de cálculo d...	57 KB
Paciente_LuisCC_011017_2.xls	02/10/2017 02:44 ...	Hoja de cálculo d...	56 KB
Paciente_LuisCC_031017_1.xls	04/10/2017 03:05 ...	Hoja de cálculo d...	56 KB
Paciente_LuisCC_041017_1.xls	04/10/2017 01:28 ...	Hoja de cálculo d...	59 KB
Paciente_LuisCC_041017_2.xls	04/10/2017 07:01 ...	Hoja de cálculo d...	58 KB
Paciente_LuisCC_041217_1.xls	04/12/2017 02:26 ...	Hoja de cálculo d...	56 KB
Paciente_LuisCC_041217_2.xls	04/12/2017 06:34 ...	Hoja de cálculo d...	57 KB
Paciente_LuisCC_051217_1.xls	05/12/2017 10:13 ...	Hoja de cálculo d...	68 KB
Paciente_LuisCC_051217_2.xls	05/12/2017 02:54 ...	Hoja de cálculo d...	57 KB
Paciente_LuisCC_061217_1.xls	06/12/2017 10:10 ...	Hoja de cálculo d...	57 KB
Paciente_LuisCC_061217_2.xls	06/12/2017 07:20 ...	Hoja de cálculo d...	60 KB
Paciente_LuisCC_071217_1.xls	07/12/2017 11:00 ...	Hoja de cálculo d...	59 KB
Paciente_LuisCC_071217_2.xls	07/12/2017 05:27 ...	Hoja de cálculo d...	59 KB
Paciente_LuisCC_081217_1.xls	08/12/2017 09:56 ...	Hoja de cálculo d...	62 KB
Paciente_LuisCC_091217_1.xls	11/12/2017 02:58 ...	Hoja de cálculo d...	61 KB
Paciente_LuisCC_161217_1.xls	16/12/2017 09:04 ...	Hoja de cálculo d...	68 KB
Paciente_LuisCC_210917_1.xls	26/09/2017 02:44 ...	Hoja de cálculo d...	52 KB
Paciente_LuisCC_210917_2.xls	26/09/2017 02:46 ...	Hoja de cálculo d...	53 KB
Paciente_LuisCC_220917_1.xls	26/09/2017 02:46 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_220917_2.xls	26/09/2017 02:46 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_230917_1.xls	26/09/2017 02:46 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_230917_2.xls	26/09/2017 02:46 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_240917_1.xls	26/09/2017 02:47 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_240917_2.xls	26/09/2017 02:47 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_250917_1.xls	26/09/2017 02:47 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_250917_2.xls	26/09/2017 02:47 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_260917_1.xls	26/09/2017 11:40 ...	Hoja de cálculo d...	53 KB
Paciente_LuisCC_260917_2.xls	26/09/2017 11:59 ...	Hoja de cálculo d...	52 KB
Paciente_LuisCC_270917_1.xls	27/09/2017 11:36 ...	Hoja de cálculo d...	54 KB
Paciente_LuisCC_270917_2.xls	28/09/2017 03:55 ...	Hoja de cálculo d...	56 KB
Paciente_LuisCC_280917_1.xls	28/09/2017 01:01 ...	Hoja de cálculo d...	58 KB
Paciente_LuisCC_280917_2.xls	28/09/2017 07:07 ...	Hoja de cálculo d...	56 KB

Figura 59 Creación del historial clínico y generación de los registros de información de las muestras recolectadas por el sistema de monitoreo

Como se puede apreciar en la Figura 59, se presenta la generación de un historial médico de manera digital. El cual consta básicamente de una serie de documentos almacenados en una determinada carpeta especial para cada paciente, los cuales son productos de todos los seguimientos realizados por el sistema de monitoreo. Este permitió guardar las variables emanadas de cada sensor en un documento de Excel que posteriormente fue analizado para tener una sección similar a la información resumida de la Tabla 9.

En función de este historial y de las tablas generadas en las hojas de trabajo correspondientes a la cuarta pestaña de cada documento, se procederá a integrar todas ellas en uno solo concentrado como parte de los experimentos finales de este sistema de monitoreo. Esto con el fin de tener disponible toda la información recolectada por la etapa anterior en un solo archivo, para de que de esta manera se pueda ver la evolución de los parámetros de temperatura, pH, color y glucosa de las personas que usaron este sistema de monitoreo.

A continuación se presenta la información concentrada, resumida y completa del primer paciente analizado, la cual proviene de los registros de datos anteriormente realizados:

Tabla 10 Información concentrada del primer paciente analizado a lo largo de 40 días

Temperatura (°C)	pH	Color (KHz)	Glucosa (mg/dl)	Glucosa (mg/dl)	Hora de registro	Fecha	Condición
34.22	6.86	8.43	86	99	12:00 p.m	21/09/2017	En ayunas
36.24	6.7	8.25	91	121	12:30 p.m	21/09/2017	En ayunas
34.18	6.84	7.96	87	111	9:30 a.m	22/09/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	4:30 p.m	22/09/2017	Después de comer
34.42	6.64	7.96	94	105	10:00 a.m	23/09/2017	En ayunas
35.12	6.86	8.33	115	118	4:30 p.m	23/09/2017	Después de comer
34.15	6.74	7.70	89	103	9:00 a.m	24/09/2017	En ayunas

35.41	6.68	8.12	106	110	5:00 p.m	24/09/2017	Después de comer
34.38	6.7	8.25	91	104	9:30 a.m	25/09/2017	En ayunas
35.18	6.66	8.15	105	109	4:00 p.m	25/09/2017	Después de comer
34.11	6.84	7.96	87	110	12:30 p.m	26/09/2017	En ayunas
35.03	6.84	8.49	111	125	11:00 p.m	26/09/2017	Después de comer
33.88	6.89	7.96	82	98	11:30 a.m	27/09/2017	En ayunas
35.01	6.88	8.42	118	146	11:30 p.m	27/09/2017	Después de comer
34.06	6.89	7.72	82	91	11:30 a.m	28/09/2017	En ayunas
34.86	6.84	8.49	111	99	6:30 p.m	28/09/2017	Después de comer
34.55	6.86	8.31	86	98	11:00 a.m	30/09/2017	En ayunas
34.5	6.72	9.42	90	105	10:30 a.m	01/10/2017	En ayunas
35	6.88	8.42	118	119	11:30 p.m	01/10/2017	Después de comer
35.22	6.66	8.15	105	110	11:30 p.m	03/10/2017	Después de comer
34.14	6.93	8.04	79	89	11:30 a.m	04/10/2017	En ayunas
35.08	6.88	8.42	118	120	6:30 p.m	04/10/2017	Después de comer
35.25	6.66	7.07	93	98	10:30 a.m	21/11/2017	En ayunas
35.41	6.54	7.01	98	110	6:00 p.m	21/11/2017	Después de comer
34.96	6.66	7.87	93	95	9:00 a.m	22/11/2017	En ayunas
35.68	6.7	8.25	91	126	2:00 p.m	23/11/2017	En ayunas
35.24	6.72	7.61	90	92	9:00 a.m	24/11/2017	En ayunas
34.81	6.86	6.82	115	113	6:30 p.m	24/11/2017	Después de comer
35.30	6.86	7.71	86	100	10:00 a.m	25/11/2017	En ayunas
35.41	6.62	8.27	104	128	5:00 p.m	25/11/2017	Después de comer
34.71	6.64	7.96	94	98	9:00 a.m	26/11/2017	En ayunas
35.05	6.74	7.70	89	106	10:00 a.m	26/11/2017	En ayunas
35.74	6.9	6.41	121	127	8:00 p.m	26/11/2017	Después de comer
34.22	6.86	8.43	86	99	10:30 a.m	27/11/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	6:00 p.m	27/11/2017	Después de comer
36.24	6.7	8.25	91	121	10:30 a.m	28/11/2017	En ayunas
35.12	6.86	8.33	115	118	6:00 p.m	28/11/2017	Después de comer
34.18	6.84	7.96	87	111	10:30 a.m	29/11/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	6:00 p.m	29/11/2017	Después de comer
34.42	6.74	7.70	89	105	10:30 a.m	30/11/2017	En ayunas
35.12	6.86	8.33	115	118	6:00 p.m	30/11/2017	Después de comer
34.15	6.93	8.04	79	103	10:30 a.m	01/12/2017	En ayunas
35.41	6.68	8.12	106	110	6:00 p.m	01/12/2017	Después de comer
34.38	6.64	7.96	94	104	10:30 a.m	02/12/2017	En ayunas
35.18	6.66	8.15	105	109	6:00 p.m	02/12/2017	Después de comer
34.11	6.84	7.96	87	110	10:30 a.m	03/12/2017	En ayunas
35.74	6.9	6.41	121	127	4:00 p.m	03/12/2017	Después de comer

35.03	6.84	8.49	111	125	6:00 p.m	03/12/2017	Después de comer
33.88	6.89	7.96	82	98	10:00 a.m	04/12/2017	En ayunas
35.12	6.86	8.33	115	118	8:00 p.m	04/12/2017	Después de comer
35.01	6.88	8.42	118	146	8:00 p.m	04/12/2017	Después de comer
34.06	6.89	7.72	82	91	10:00 a.m	05/12/2017	En ayunas
34.86	6.66	8.15	105	99	8:00 p.m	05/12/2017	Después de comer
34.55	6.86	8.31	86	98	9:00 a.m	06/12/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	2:00 p.m	06/12/2017	Después de comer
34.5	6.72	9.42	90	105	9:00 a.m	07/12/2017	En ayunas
35.74	6.9	6.41	121	127	2:00 p.m	07/12/2017	Después de comer
34.22	6.86	8.43	86	99	9:00 a.m	08/12/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	2:00 p.m	08/12/2017	Después de comer
35	6.54	7.01	98	119	5:00 p.m	08/12/2017	Después de comer
34.71	6.64	7.96	94	98	9:00 a.m	09/12/2017	En ayunas
35.41	6.62	8.27	104	128	2:00 p.m	09/12/2017	Después de comer
35.22	6.84	8.49	111	110	5:00 p.m	09/12/2017	Después de comer
34.14	6.93	8.04	79	89	9:00 a.m	10/12/2017	En ayunas
35.08	6.68	8.12	106	120	2:00 p.m	10/12/2017	Después de comer
35.25	6.66	7.07	93	98	9:00 a.m	11/12/2017	En ayunas
35.41	6.54	7.01	98	110	2:00 p.m	11/12/2017	Después de comer
34.96	6.66	7.87	93	95	9:00 a.m	12/12/2017	En ayunas
35.39	6.82	8.38	110	112	2:00 p.m	12/12/2017	Después de comer
35.68	6.93	8.04	79	126	10:00 a.m	13/12/2017	En ayunas
34.81	6.86	6.82	115	113	5:00 p.m	13/12/2017	Después de comer
35.24	6.72	7.61	90	92	10:00 a.m	14/12/2017	En ayunas
34.81	6.86	6.82	115	113	5:00 p.m	14/12/2017	Después de comer
35.30	6.86	7.71	86	100	10:00 a.m	15/12/2017	En ayunas
35.41	6.62	8.27	104	128	5:00 p.m	15/12/2017	Después de comer
34.71	6.64	7.96	94	98	10:00 a.m	16/12/2017	En ayunas
34.86	6.68	8.12	106	99	5:00 p.m	16/12/2017	Después de comer
35.05	6.74	7.70	89	106	10:00 a.m	17/12/2017	En ayunas
35.74	6.9	6.41	121	127	5:00 p.m	17/12/2017	Después de comer
35.22	6.54	7.01	98	110	5:00 p.m	17/12/2017	Después de comer

Como se puede apreciar en la Tabla 10, se observa el registro final de las variables de temperatura, pH, color y glucosa recolectadas en un periodo de 40 días de seguimiento. Las cuales corresponden al primer paciente analizado en condición de ayunas y después de comer, cabe mencionar que esta información pertenece a la

sección de experimentos finales usando el sistema de monitoreo de variables, esto con el fin de poner a prueba el correcto funcionamiento de este desarrollo tecnológico y reportar el seguimiento de estas variables de interés.

Además cabe mencionar que se anexó información acerca de los horarios, fechas y condiciones de cuando se llevó a cabo el monitoreo y adquisición de estas variables. Es importante remarcar que las columnas pertenecientes a las concentraciones de glucosa, corresponden a los valores de los glucómetros Accu-Chek Active® y One Touch UltraMini® respectivamente.

Con base a estos valores recolectados se procederá a realizar una serie de graficas correspondientes a cada variable, para que de esta forma se pueda observar la interacción y el comportamiento de cada una de ellas en función del tiempo. Así mismo se podrá apreciar la correlación que existe entre ellas, puesto que el objetivo final de este experimento busca ligar la variación de alguna de estas variables con los cambios de glucosa de los pacientes diabéticos. Lo anterior se llevará a cabo en la siguiente sección del escrito, que es el análisis de resultados.

Sin mencionar que estos registros y gráficas finales podrán ser de apoyo para el médico general al momento de dar un tratamiento oportuno y eficaz contra este padecimiento. Al mismo tiempo se podrá implementar este sistema de monitoreo en personas diabéticas o no, las cuales busquen tener un seguimiento y control de sus niveles de glucosa apoyándose en información extra de otras variables físicas y químicas presentes en el cuerpo humano.

4.4.2 EXPERIMENTOS PREVIOS – CUANTIFICACIÓN DE LOS NIVELES DE GLUCOSA EN PACIENTES DIABÉTICOS POR MEDIOS INVASIVOS

A continuación se hará un pequeño paréntesis y se presentará una sección dedicada a un experimento previo que busca evidenciar y exponer la manera en que se mide los niveles de glucosa de los pacientes diabéticos, en alguna dependencia gubernamental que ofrece servicios de salud, con el fin de comparar sus procesos de cuantificación con el sistema de monitoreo desarrollado. Para esto se realizó un estudio clínico con pacientes diabéticos de diferentes edades y géneros, para conocer sus niveles de azúcar en su sangre por medios invasivos, usando un glucómetro convencional. Esto se hizo con el fin de registrar dichos valores en un documento, donde se plasmaron la fecha en que se realizó la prueba, el nombre del paciente, la edad, el sexo y la concentración de glucosa obtenida.

Para poder lograr lo anterior, se visitaron varios centros de salud ubicados en el municipio de San Martín Texmelucan perteneciente al estado de Puebla. De los cuales dio respuesta un centro de salud ubicado en la junta auxiliar de San Baltazar Temascalac, perteneciente a dicho municipio. El cual está a cargo del Dr. Alfonso Velázquez Quiroz, con quien se tuvo contacto para poder acceder a su registro e interacción con sus pacientes diabéticos.

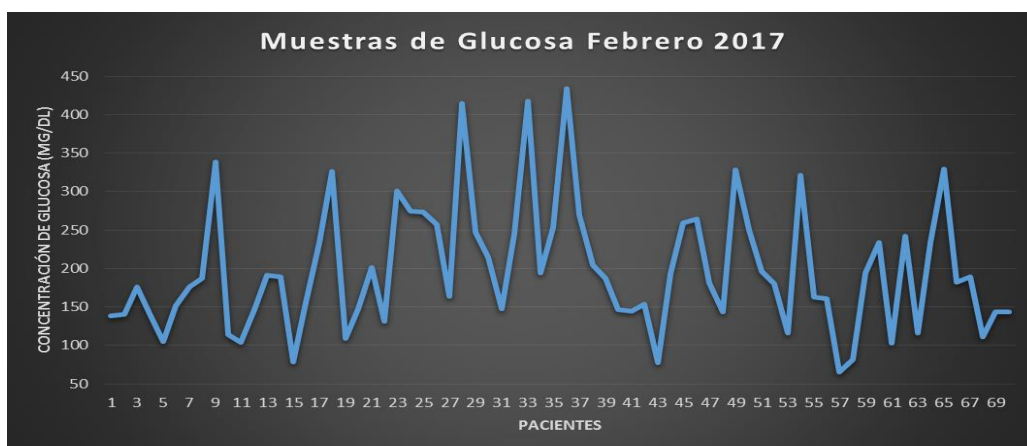
Puesto que dentro de este centro de salud, se lleva a cabo una campaña para apoyar a los pacientes con esta condición, los cuales son citados en distintos días del mes para poder tomarles su muestra de glucosa y darles un tratamiento adecuado para cada uno. Esto se hace mes a mes con el fin de mejorar la calidad de vida de los pacientes con diabetes de esta comunidad.

Una vez conocida la forma de trabajo de este centro de salud, se procedió a integrarse a las actividades del mismo, realizando actividades como el registro de

las concentraciones de glucosa de los pacientes diabéticos, llevando así una relación en Excel de todas las muestras realizadas desde el mes de Febrero hasta el mes de Julio de 2017.

Como ya se hizo mención en el apartado anterior, dicha relación está formada por la fecha de ejecución de la prueba, el nombre del paciente, la edad, el sexo y la concentración de glucosa obtenida. Una vez incluido estos campos, se procedió a registrar todas las muestras de glucosa realizadas y por realizar agrupándolas por mes. Dicho de otra forma, a los pacientes que se les realizó esta prueba de cuantificación de glucosa en meses anteriores, los datos obtenidos fueron capturados y englobados en su mes correspondiente, esto con el fin de ver cómo se comporta este padecimiento a través del tiempo.

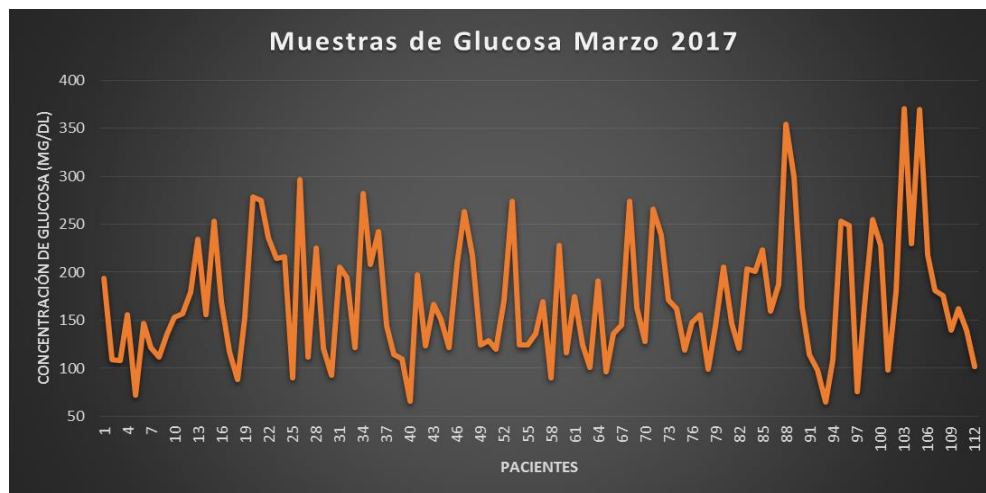
Una vez capturadas y registradas todas las concentraciones de glucosa de los pacientes diabéticos, se procedió a crear una serie de gráficas, las cuales corresponden a los niveles de azúcar registrados mes a mes. A continuación se presenta la información recopilada del mes de febrero de 2017:



Gráfica 2 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Febrero 2017

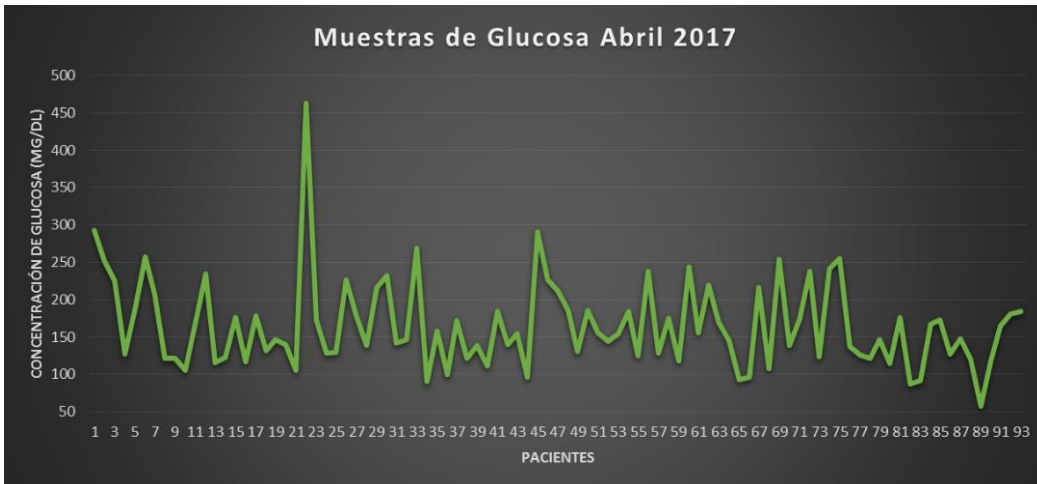
Como se puede apreciar en la Gráfica 2, se muestra la variación de la concentración de glucosa del mes de Febrero de 2017, en donde participaron un total de 70 pacientes diagnosticados con diabéticos. Los cuales se les tomó su concentración de glucosa por medio de un glucómetro para poder plasmar estos valores en la Gráfica 2 y poder así comparar las máximas y mínimas variaciones de esta variable.

A continuación se muestra la gráfica correspondiente a los datos tomados en el mes de Marzo de 2017:



Gráfica 3 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Marzo 2017

En la Gráfica 3 se puede observar la variación de la concentración de glucosa correspondiente al mes de Marzo de 2017, en donde participaron un total de 112 pacientes diabéticos. Cabe mencionar que en este proceso no se consideró el género de las personas, pero la mayoría de ellas son personas adultas y adultas mayores, que oscilan en un rango de 30 – 85 años de edad. Por tal motivo, a continuación se mostrará la variación de azúcar en la sangre del mes de Abril 2017:



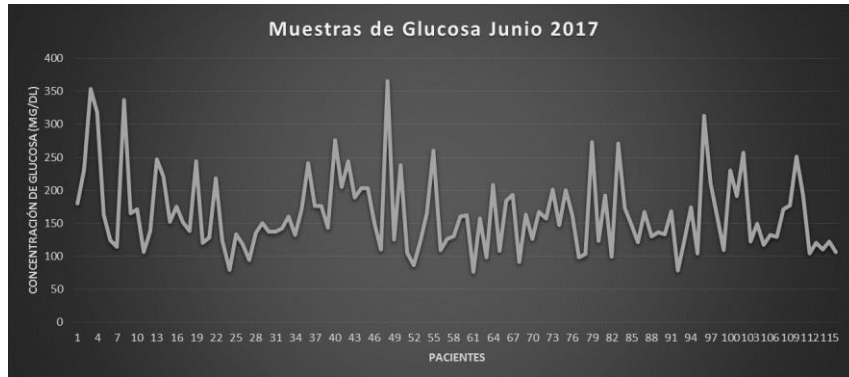
Gráfica 4 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Abril 2017

Como se puede apreciar en la Gráfica 4, se muestran las variaciones de la concentración de glucosa del mes de Abril de 2017. En donde participaron 93 pacientes para este análisis, y como se puede apreciar en este mes hubo un pico de glucosa de casi 460 mg/dl, nunca antes visto en meses pasados. Una vez conocidos y analizados los datos del mes anterior, se procederá a mostrar los valores de las variaciones de la concentración de glucosa del mes de Mayo de 2017:



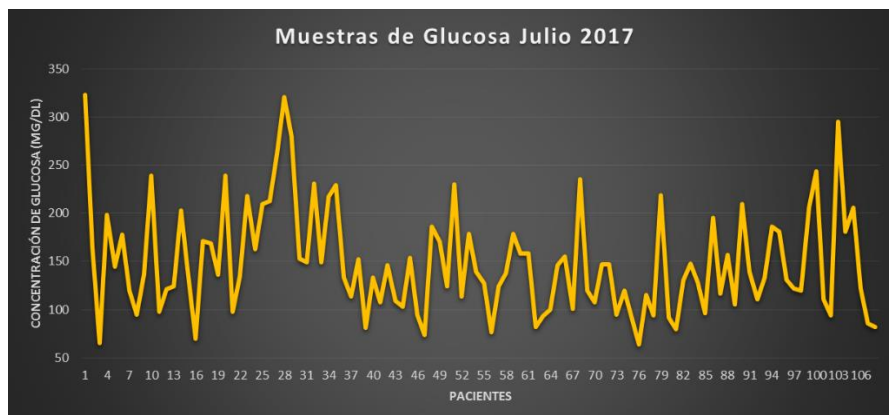
Gráfica 5 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Mayo 2017

Como se puede ver en la Gráfica 5, se muestran las variaciones de azúcar en la sangre de los 86 pacientes que participaron en esta recolección de muestras llevada a cabo en el mes de Mayo de 2017. Demostrando con ello como la fluctuación de la glucemia se comporta en este mes. Hecho lo anterior se procederá a mostrar la gráfica correspondiente al mes de Junio de 2017:



Gráfica 6 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Junio 2017

Como se observa en la Gráfica 6, se muestra la variación de la concentración de la glucosa correspondiente a 116 pacientes consultados durante todo el mes de Junio de 2017, dando como resultado algunos picos de glucosa de aproximadamente 350 mg/dl de los cuales se debe tener cuidado. A continuación se muestran las variaciones de glucosa correspondientes al mes de Julio de 2017:



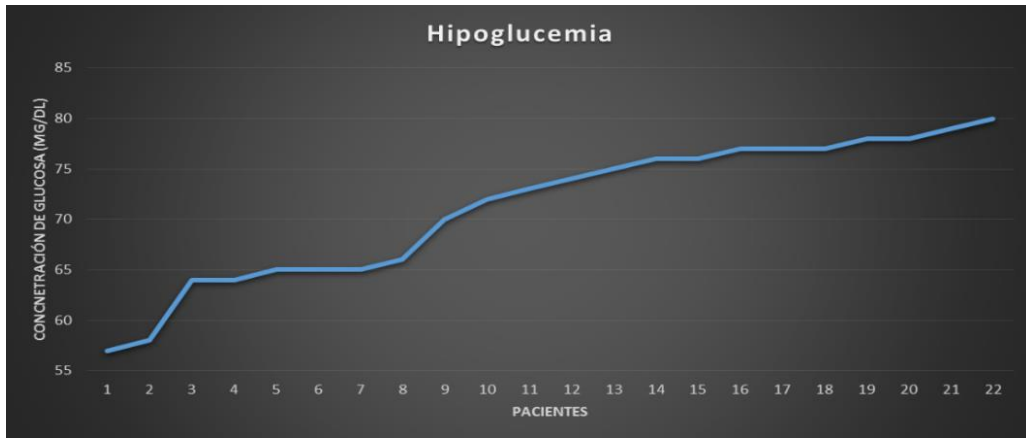
Gráfica 7 Variación de la concentración de glucosa en pacientes - Julio 2017

En la Gráfica 7 se muestran las variaciones de glucosa debido a 108 pacientes cuantificados a lo largo de todo el mes de Julio de 2017, cabe mencionar que este mes fue el último registrado antes de regresar a seguir con las pruebas finales usando el sistema de monitoreo desarrollado con anterioridad.

Con base a los datos provenientes de las gráficas anteriormente mostradas, se procederá a ordenar todas las concentraciones de glucosa tomadas por mes, con el fin de tener una relación de menor a mayor. La cual va a servir para separar los diferentes valores de las concentraciones de azúcar en tres importantes grupos, los cuales van lijados con las complicaciones de la diabetes, estos son la hiperglucemia, la hipoglucemia y los valores normales de glucosa.

Como se hizo mención anteriormente, en esta nueva clasificación se englobaron tres importantes aspectos, los cuales están en función de los valores de las concentraciones de glucosa previamente ordenada. Estos son la hipoglucemia, la cual comprende valores menores a 80 mg/dl; los niveles normales de glucosa, los cuales oscilan entre los 80 – 140 mg/dl y la hiperglucemia, los cuales son valores mayores a 140 mg/dl. Esto se realizó con el fin de crear gráficas características de comportamiento, para ver como varían las concentraciones de glucosa en la sangre a través del tiempo.

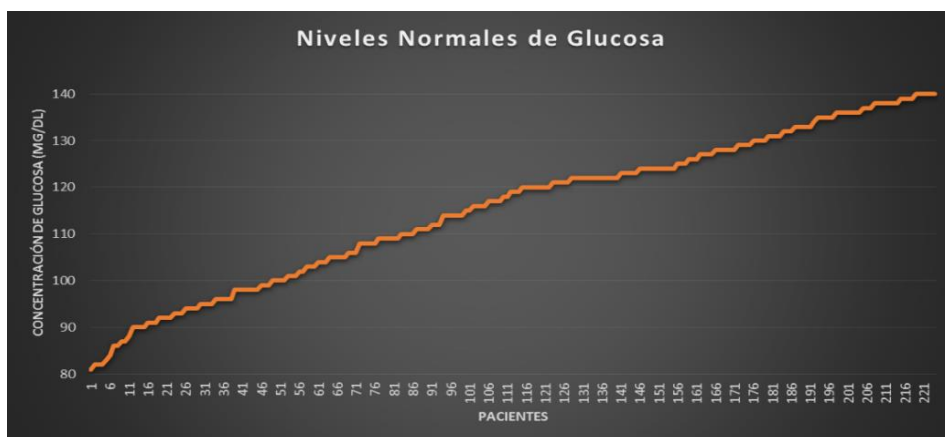
Para tener una mejor perspectiva de las descripciones anteriormente hechas, a continuación se procederá a mostrar en primera instancia, la curva característica de la hipoglucemia, la cual se obtuvo a través de los datos provenientes de las personas con una concentración de azúcar menor a 80 mg/dl, esta información se obtuvo de todos los meses registrados, desde Febrero a Julio 2017.



Gráfica 8 Curva característica de la hipoglucemia

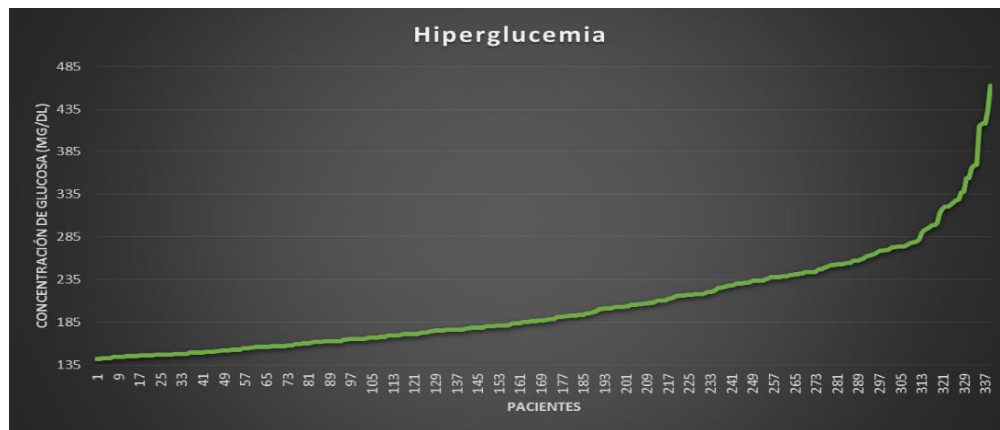
Como se puede apreciar en la Gráfica 8, se muestra la curva característica referente a la hipoglucemia, la cual comprende valores de concentración de la glucosa menores a 80 mg/dl. Al mismo tiempo para poder trazarla se hizo uso de 22 concentraciones dentro de este rango de valores, dando como resultado la gráfica anterior.

Con base a la información anterior, se procederá a mostrar la curva característica de los niveles normales de glucosa, los cuales oscilan entre los 80 – 140 mg/dl:



Gráfica 9 Curva característica de los niveles normales de glucosa

En la Gráfica 9 se muestra la curva característica de los niveles normales de glucosa, los cuales oscilan entre los 80 – 140 mg/dl. Estos datos fueron obtenidos a través de 224 pacientes consultados en el lapso de Febrero a Julio de 2017 bajo estas condiciones de azúcar, de esta forma fue como se trazó dicha curva. Para finalizar, se procederá a mostrar la curva característica de la hiperglucemia, la cual se caracteriza por tener valores de concentraciones mayores de 140 mg/dl:



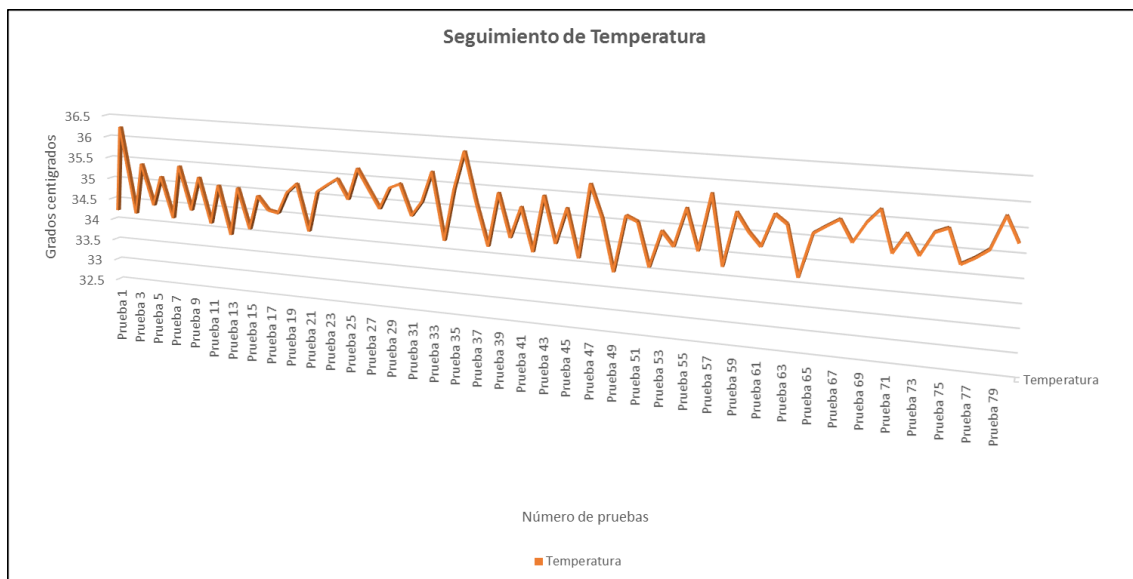
Gráfica 10 Curva característica de la hiperglucemia

Como se puede apreciar en la Gráfica 10, se muestra la curva característica de la hiperglucemia, la cual uso 339 concentraciones provenientes de los pacientes consultados a lo largo del periodo de Febrero a Julio de 2017. Con esto se puede observar que en cierta parte de la curva existe una linealidad, la cual llega a un límite que posteriormente se vuelve exponencial.

Hecho lo anterior y con base a estas gráficas presentadas previamente, es como se culmina esta sección, la cual constó de una recolección de los niveles de glucosa por medios invasivos y de manera manual en pacientes diabéticos de un centro de salud. Esto se realizó sin usar el sistema de monitoreo de variables, dando paso a la siguiente sección que es el análisis de resultados obtenidos previamente con este sistema.

4.5 ANÁLISIS DE RESULTADOS

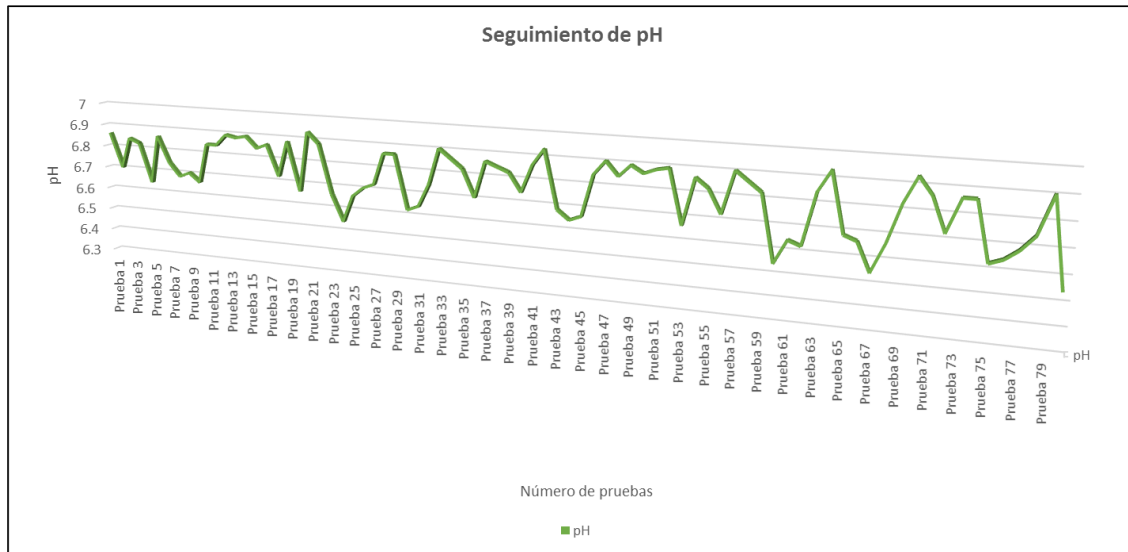
Con base a los datos obtenidos en la sección 4.4.1, se procederá a mostrar este nuevo apartado, en el cual se realizará el análisis de estos valores con el fin de encontrar una correlación entre las variables de la temperatura corporal, el pH de la saliva y el color del dedo índice con respecto a la variación de los niveles de glucosa. En esta sección se presentan las gráficas finales de cada variable, las cuales pertenecen al primer paciente analizado, estas corresponden a un periodo de 40 días de seguimiento, comenzando por la gráfica de la temperatura corporal final:



Gráfica 11 Temperatura corporal final del primer paciente analizado

Como se puede apreciar en la Gráfica 11, se presenta el comportamiento final de la temperatura corporal del primer paciente analizado a lo largo de 40 días de seguimiento. En donde se puede notar que la temperatura corporal oscila entre los 34°C y los 35.5°C, debido a que en esta región es donde se presentan más incidencia de estos valores, además estos datos presentados corresponden a la temperatura tomada por las mañanas en ayunas y después de comer.

Hecho lo anterior, se presenta a continuación la gráfica final correspondiente a la variación del pH de la saliva del primer paciente analizado durante un lapso de 40 días de seguimiento continuo:

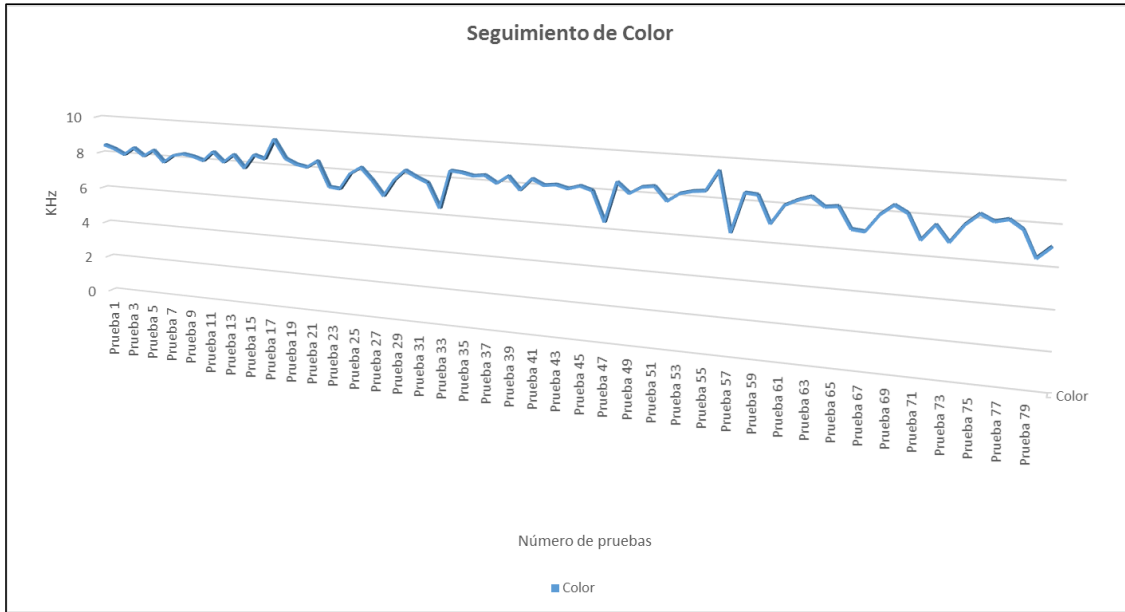


Gráfica 12 pH de la saliva final del primer paciente analizado

Como se puede ver en la Gráfica 12, se presenta el comportamiento final del pH de la saliva a través de 40 días continuos de monitoreo, en donde se involucraron las mediciones de esta variable en ayunas y después de comer. Como se puede notar estos valores recolectados oscilan entre los 6.6 y 6.9 del potencial del hidrogeno. Haciendo que esta muestra sea un tanto neutra, pero en realidad es considera un sustancia acida, debido a que sus mediciones están por debajo del 7 en la escala del pH.

En este caso las pequeñas variaciones de los datos se debe principalmente a que cada día el pH de la saliva se ve afectado por distintos factores, tales como la alimentación, las horas de sueño y el estado de salud de la persona, por lo cual también lo hace un buen indicador de la condición médica del paciente analizado.

Una vez comprendido el comportamiento de la variable anterior, se procederá a presentar la gráfica final correspondiente a la intensidad de color del dedo índice, la cual se muestra a continuación y es resultado de 40 días de seguimiento continuo:

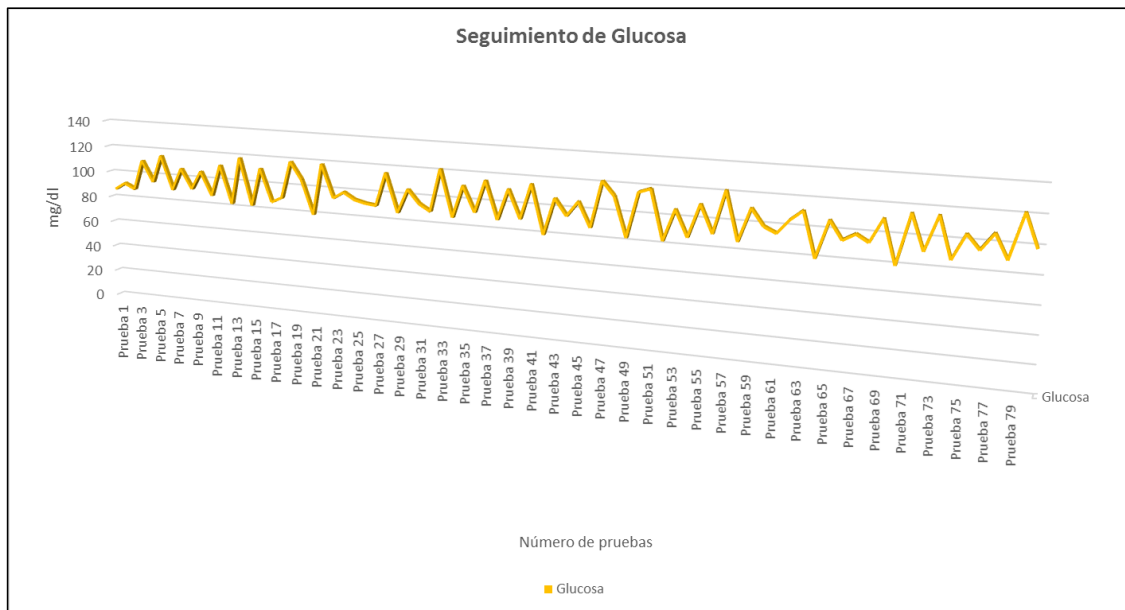


Gráfica 13 Intensidad de color final del dedo índice del primer paciente analizado

Como se puede notar en la Gráfica 13, se presenta el comportamiento final de la intensidad de color del dedo índice, el cual fue monitoreado a través de 40 días de seguimiento, este incluye los valores de ayunas y después de comer. Dando como resultado una oscilación entre 6.5 KHz y 8.5 KHz, que son los datos que más se repiten en la gráfica anterior, aunque existen algunos picos de hasta 9.5 KHz. Esto se debe principalmente a que la coloración del dedo llega a variar de intensidad debido a otros factores, provocando con esto que en ocasiones se vea más o menos rojo.

Realizado y comprendido lo anterior, se procederá a mostrar las variaciones finales de la concentración de la glucosa registrada por el glucómetro Accu-Chek Active®,

el cual cuantifica a la glucemia por medios ópticos, a lo largo de 40 días de monitoreo continuo. Los datos registrados contienen información acerca de esta variable en ayunas y después de comer, a continuación se presenta la evolución de esta gráfica con respecto a las pruebas ejecutadas:



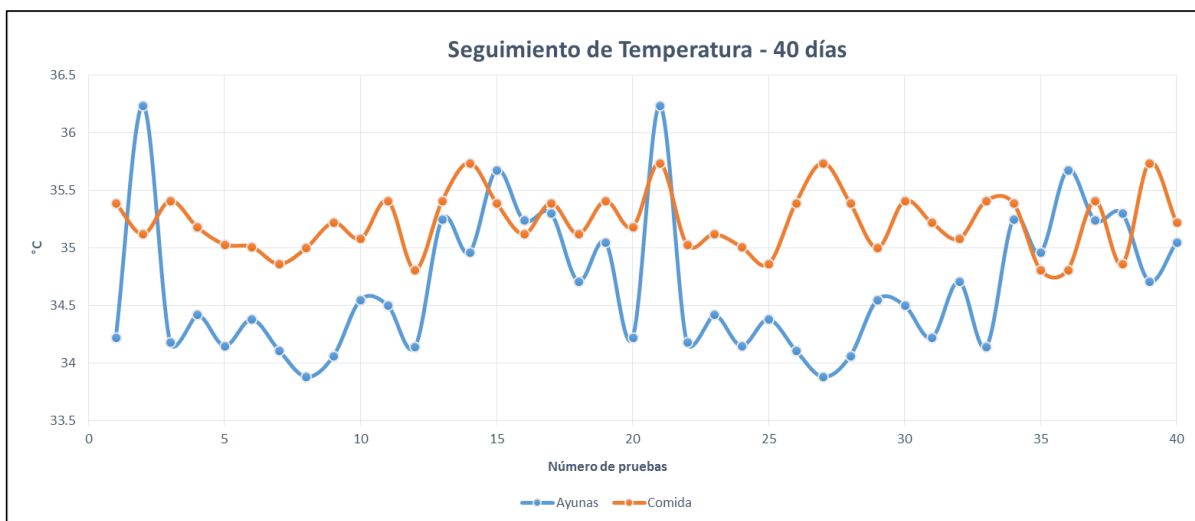
Gráfica 14 Niveles de glucosa finales del primer paciente analizado con Accu-Chek Active®

En la Gráfica 14 se puede observar el comportamiento de las variaciones de los niveles de glucosa a través de 40 días de seguimiento. En donde se puede notar que la concentración de azúcar en la sangre del paciente analizado oscila entre los 80 mg/dl y los 120 mg/dl aproximadamente. Ya que estos niveles están propensos a variar dependiendo del estado físico del cuerpo, además de la alimentación que se lleve a diario, por tal motivo estos datos van a variar continuamente haciéndolos un tanto impredecibles.

Una vez que se plasmaron y conocieron los gráficas finales obtenidas a partir de los datos almacenados y analizados en el apartado 4.4.1, los cuales mostraron una

suma total de 80 variaciones por cada variable involucrada (temperatura, pH, color y glucosa). En donde se graficaron todos los valores recolectados, sin importar que pertenecieran a los datos de ayunas o después de comer, esto con el fin de visualizar como se comportó esta información a lo largo de 40 días de seguimiento.

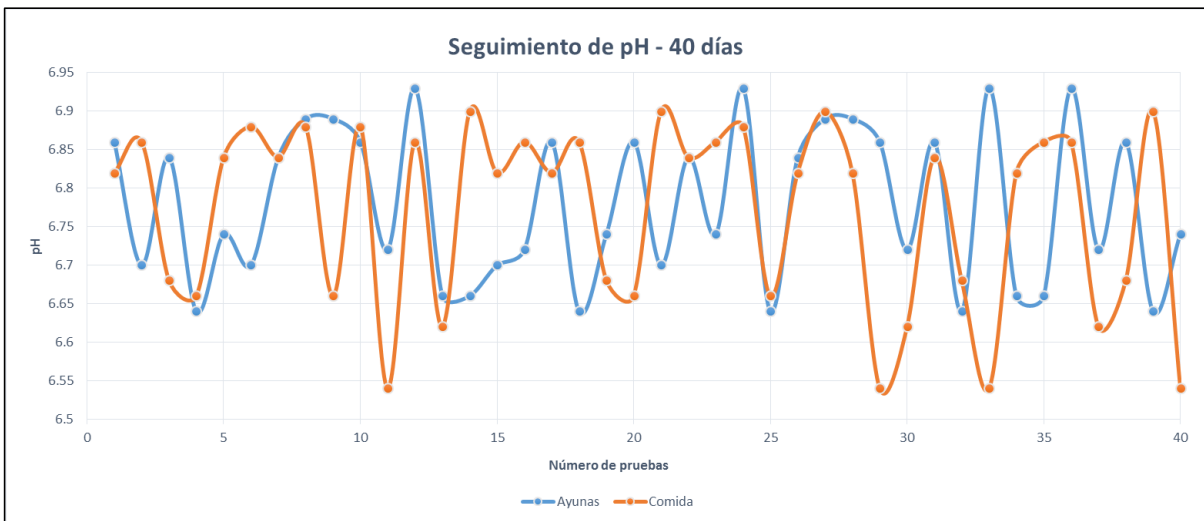
Ahora toca el turno de presentar una serie de gráficas enfocadas a comparar el comportamiento obtenido en ayunas y el de después de comer, esto con el fin de apreciar las variaciones que tienen estas variables al ingerir alimentos. Por tal motivo se mostrará y analizará a continuación la gráfica correspondiente a la temperatura registrada en ayunas vs la obtenida después de comer:



Gráfica 15 Temperatura final en ayunas vs temperatura final después de comer

Como se puede apreciar en la Gráfica 15, se observan las gráficas correspondientes a la temperatura en ayunas (líneas azules) y a la temperatura después de comer (líneas naranjas). En donde se puede ver que en algunos puntos se traslapan, en otros casi coinciden y en algunos existen picos muy grandes. Además es importante mencionar que el número de muestras comparadas son 40 contra 40, las cuales corresponden a los estados de ayuno y comida respectivamente.

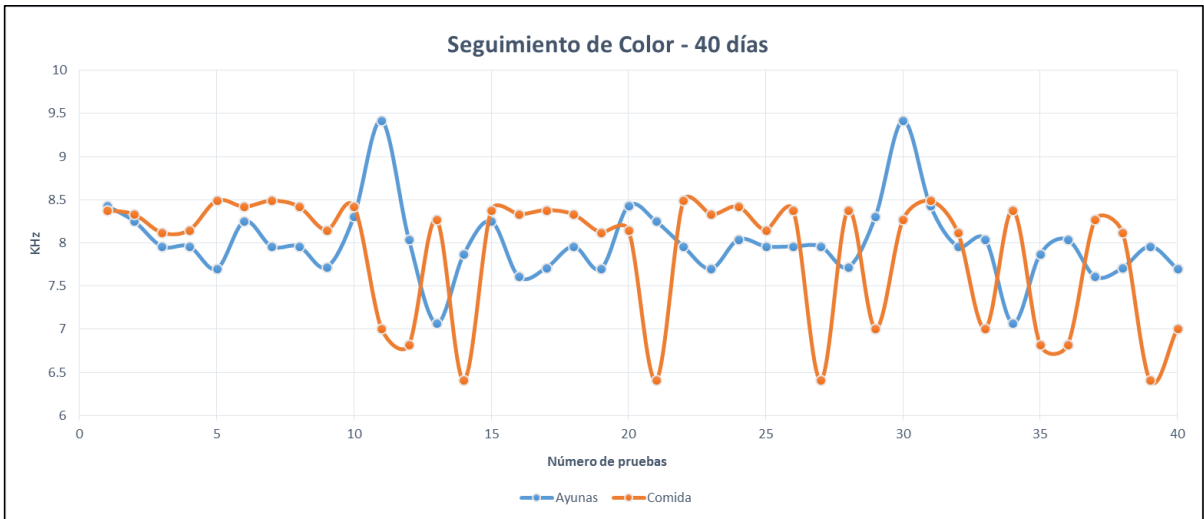
Hecho lo anterior, se procederá a mostrar y analizar la gráfica comparativa correspondiente a los valores de pH en ayunas y después de comer, esto con el fin de observar su comportamiento después de ingerir algún tipo de alimento. A continuación se presenta dicha gráfica:



Gráfica 16 pH final en ayunas vs pH final después de comer

Como se puede observar en la en la Gráfica 16 se presentan dos tipos de curvas en una misma gráfica, la primera de ellas corresponde al pH en condiciones de ayunas y esta denotada por la línea azul, mientras que la segunda curva de pH está representada por la línea naranja y corresponde a las condiciones de después de comer. Además se puede visualizar que algunos puntos de ambas curvas se traslapan a la perfección mientras que otros se cruzan o casi se juntan, teniendo como resultado una mayor interacción entre ambas condiciones.

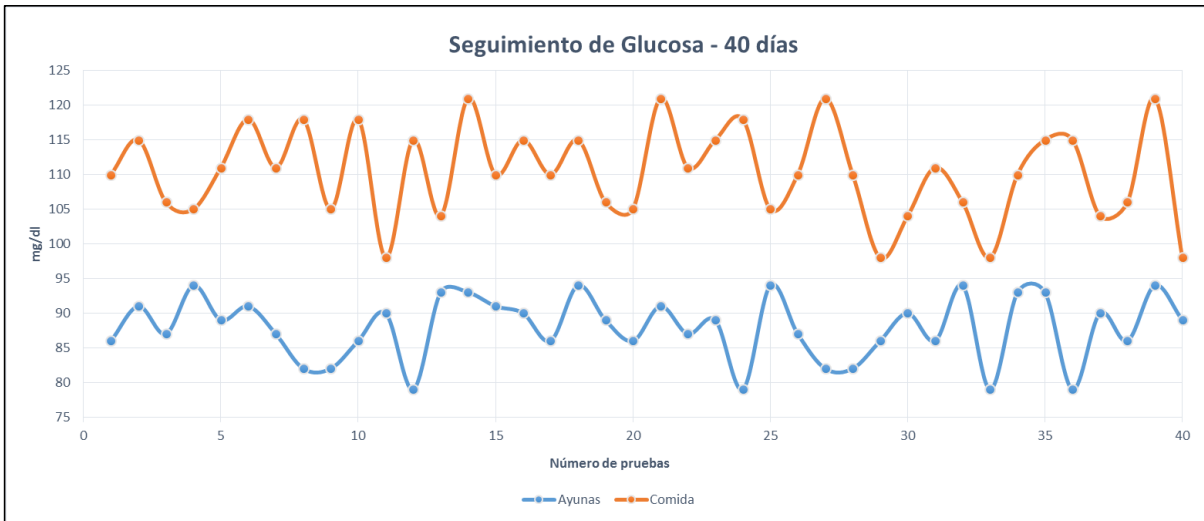
Una vez realizado lo anterior, se procederá a mostrar y analizar las curvas obtenidas de las condiciones de ayuno y después de comer de la variable de color, las cuales pertenecen a la separación de los 40 días de seguimiento realizado con anterioridad, por tal motivo se muestra dicha gráfica a continuación:



Gráfica 17 Intensidad de color final en ayunas vs intensidad de color final después de comer

Como se puede ver en la Gráfica 17, se muestra la variación de la intensidad de color del dedo índice, en donde la línea azul indica los valores recolectados en ayunas mientras que la línea naranja muestra los datos tomados después de comer. Al mismo tiempo se puede notar que al principio de ambas gráficas existe un traslape y de ahí en fuera solo se cruzan los valores de una con la otra, teniendo una separación considerable entre ambas condiciones.

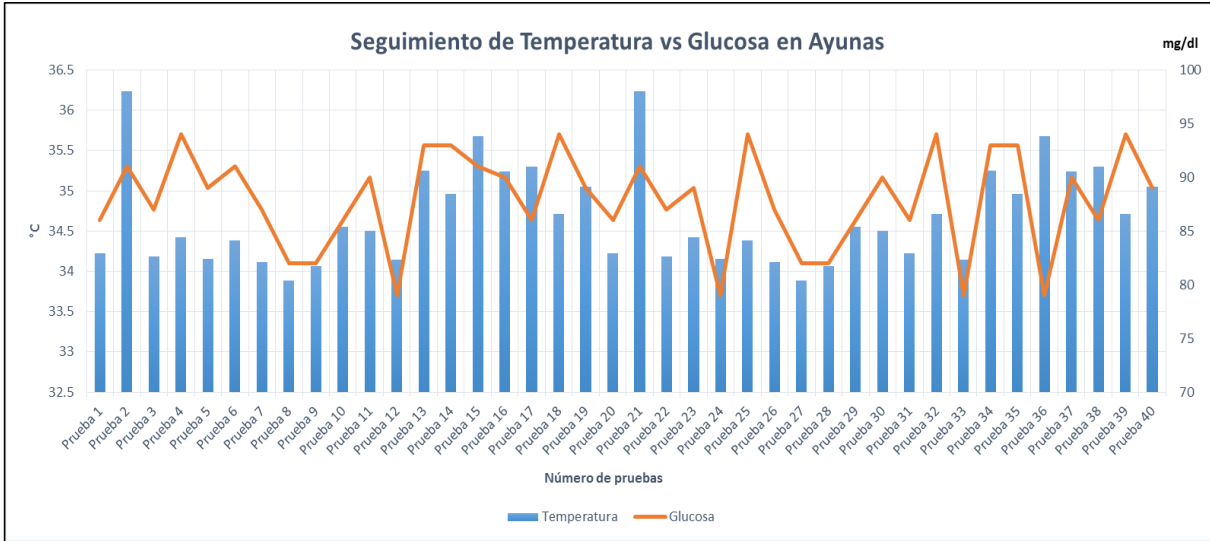
Para terminar con la sección de análisis de gráficas comparativas, las cuales comparan los datos obtenidos en ayunas y después de comer, se presentarán los valores finales obtenidos de la concentración de glucosa a través de una gráfica. La cual engloba en ella dos curvas distintas, las cuales nos van a proporcionar información acerca de esta variable cuando se ingiere o no alimentos. A continuación se muestra dicho gráfico final:



Gráfica 18 Glucosa final en ayunas vs glucosa final después de comer

Como se puede notar en la Gráfica 18, se presentan las curvas correspondientes al estado de ayuno y al después de comer, representados por las líneas azul y naranja respectivamente. En donde ambas curvas están separadas una de la otra, esto es debido a que la variación de estos datos es significativa cuando se consume o no algún tipo de alimento, por tal motivo este parámetro y gráfica nos servirá como punto de partida para ver si existe alguna correlación entre las otras variables.

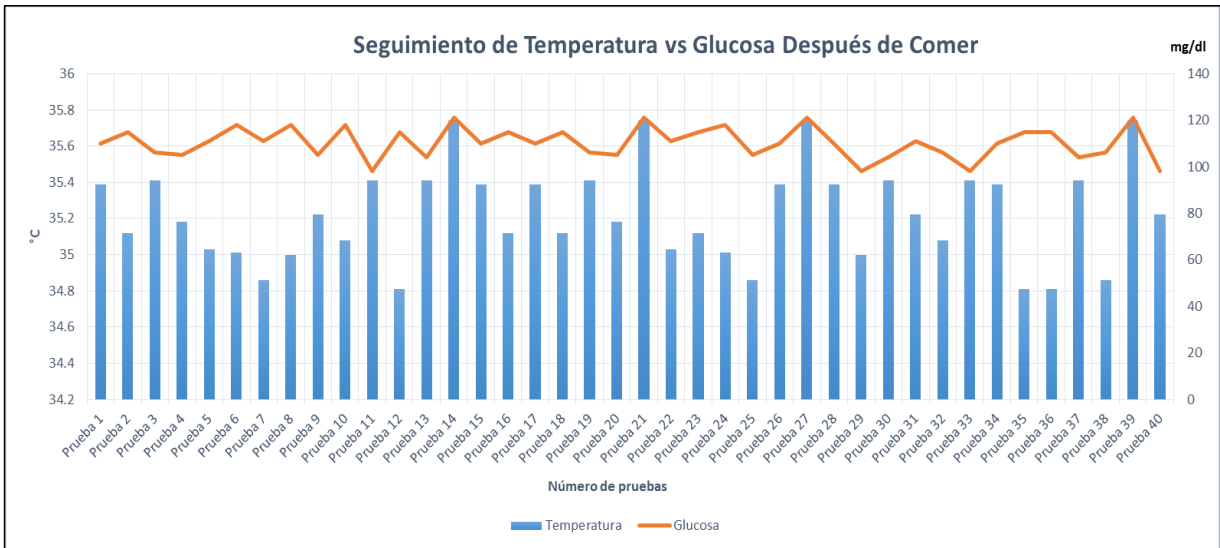
A continuación se procederá a mostrar algunas gráficas comparativas más específicas y selectivas, en donde se van a contrastar dos variables. Una de ellas por default va ser la glucosa, ya sea en ayunas o después de comer, esto con el fin de hallar alguna correlación entre ellas. Comenzando por la gráfica comparativa entre la temperatura y la glucosa en estado de ayuno, dando como resultado el siguiente gráfico:



Gráfica 19 Temperatura vs glucosa en ayunas

Como se puede observar en la Gráfica 19, se contrastan la temperatura y la glucosa en estado de ayuno, en donde las barras azules representan los grados centígrados de la temperatura y las líneas naranjas muestran los mg/dl de la glucosa. Esta gráfica es un claro ejemplo de cómo se comparan dos variables distintas, también se puede observar que existe una incidencia de la glucosa en 79 mg/dl a una temperatura de 34°C, así como varios datos de ambas variables de traslapan a lo largo de todo el gráfico.

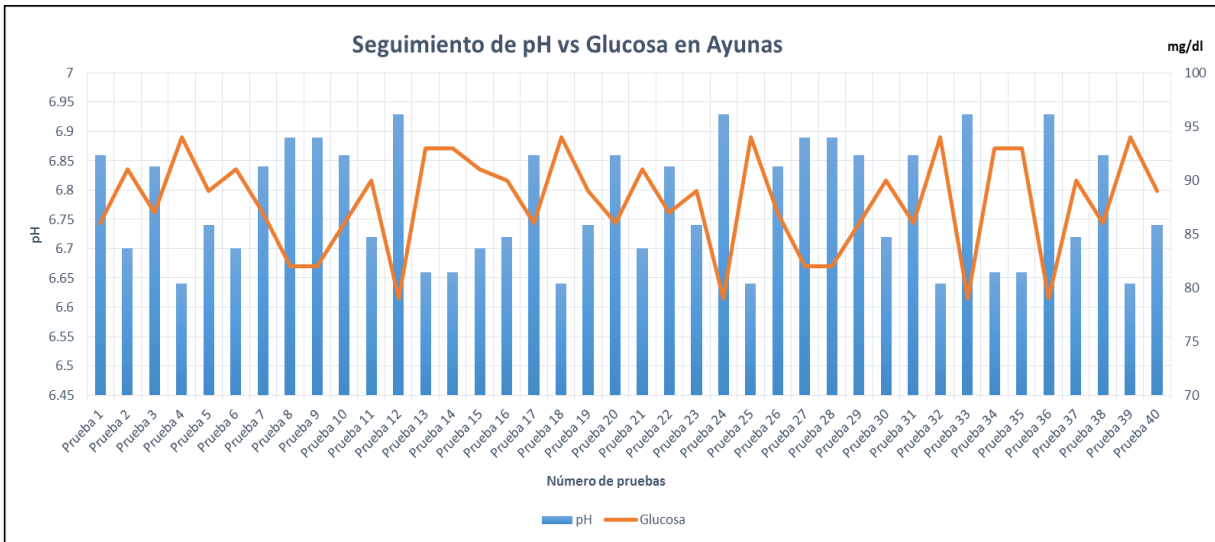
Una vez analizada y graficada la temperatura contra la glucosa en ayunas, se procederá a mostrar otra gráfica comparativa entre la temperatura y la glucosa, pero ahora con los datos obtenidos después de cada comida. Dando como resultado la siguiente gráfica, la cual contrasta estos dos variables:



Gráfica 20 Temperatura vs glucosa después de comer

Como se puede ver en la Gráfica 20, se muestra la interacción de las variables de temperatura y glucosa después de comer, en donde se puede observar que la temperatura está representada por las barras azules, mientras que la glucosa esta denotada por la línea naranja. Al mismo tiempo se puede apreciar que en estos datos graficados ambas variables se encuentran separadas una de la otra, a excepción de cuatro puntos en donde ambas gráficas se tocan, estos puntos corresponden a 121 mg/dl de glucosa y a 35.74°C. Salvo estos casos ambos gráficos no se vuelven a traslapan ni a tocar.

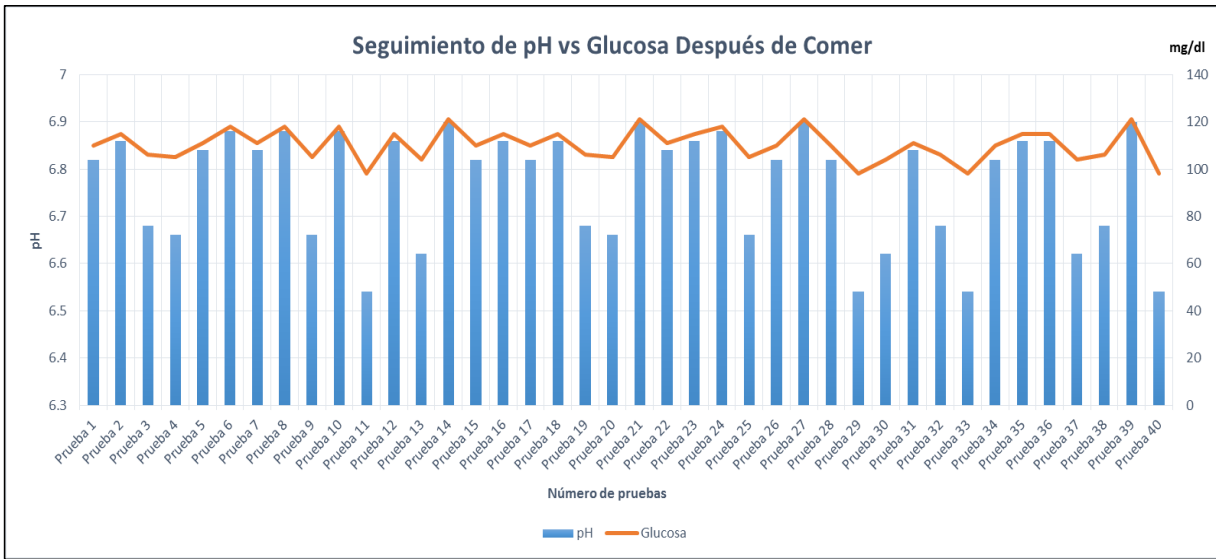
Una vez comparadas las variables anteriores de los dos estados establecidos (ayuno y comida), se procederá a mostrar y analizar otras gráficas más, las cuales corresponden a la comparación entre el pH de la saliva y la glucosa en ayuno y después de la comida. Comenzando por la primera de ellas, la cual corresponde al pH de la saliva vs la concentración de glucosa en ayuno, y se muestra a continuación:



Gráfica 21 pH vs glucosa en ayunas

Como se puede apreciar en la Gráfica 21, se muestra la relación que existe entre la variación del pH y la glucosa en ayunas, en donde el pH está representado por las barras azules y la glucosa por la línea naranja. Dentro de este grafico se puede observar un comportamiento algo peculiar, aunque ambas curvas se tocan y traslapan, se genera un comportamiento en donde cuando la glucosa disminuye los valores del pH aumentan, y viceversa cuando a glucosa aumenta el pH disminuye.

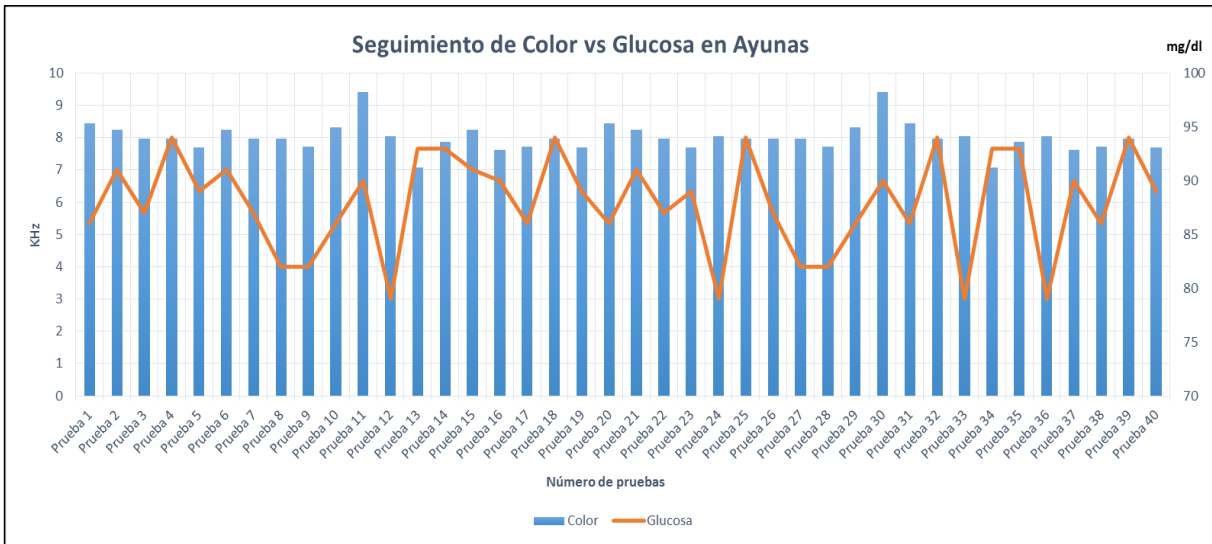
Este hallazgo se descubrió a lo largo de 40 días de seguimiento continuo, conforme se realizaba cada monitoreo se podía ir observando esta variación más notablemente, en comparación con las otras dos variables más. Con base a esto se pudo hallar una correlación entre el pH de la saliva y la glucosa en ayunas, por lo tanto se procederá a indagar si existe alguna otra correlación, por tal motivo a continuación se presenta la gráfica correspondiente al pH y la glucosa pero después de cada comida:



Gráfica 22 pH vs glucosa después de comer

Como se puede ver la Gráfica 22, se muestran las variaciones de pH y glucosa después de comer, en donde los valores de pH están denotadas por las barras azules, mientras que los datos de la glucosa están marcados por la línea naranja. Dentro de esta gráfica se puede notar claramente que ambas curvas están ligeramente separadas una de la otra, pero en este caso se puede observar que a mayor pH la glucosa va a aumentar y a menor pH la glucosa va a disminuir. El fenómeno que ocurre en estos datos es contrario al de la gráfica anterior, por lo tanto se puede estipular que en la Gráfica 22 el pH y la glucosa son directamente proporcionales, mientras que en la Gráfica 21 estos valores son inversamente proporcionales.

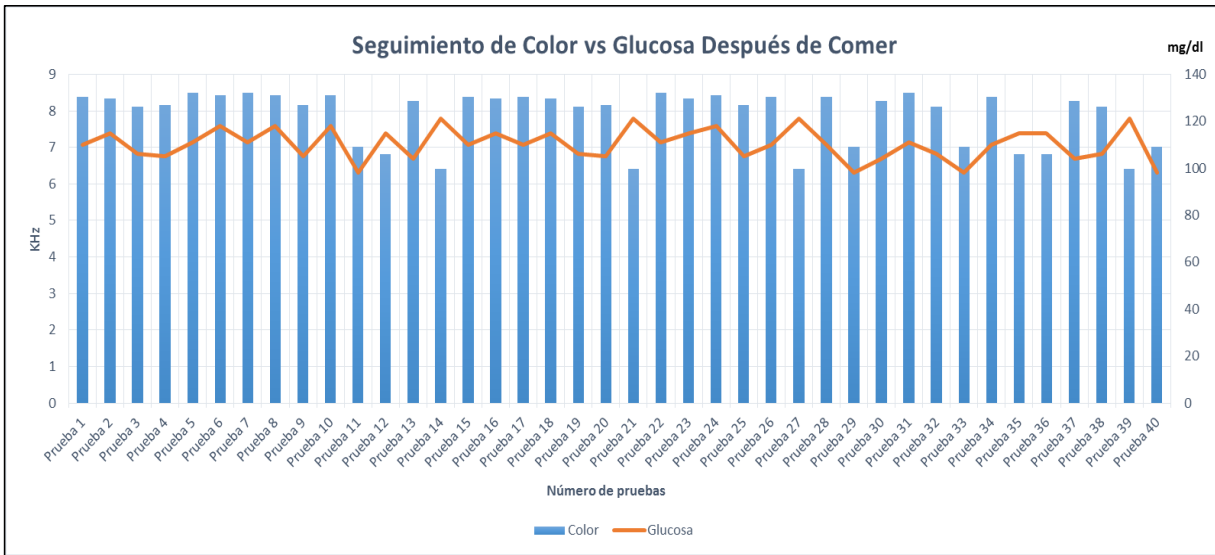
Analizado lo anterior, se procederá a mostrar las gráficas correspondientes a la variación de la intensidad de color del dedo índice contra la variación de glucosa, en donde se va a presentar los gráficos correspondientes al estado de ayuno y después de comer, con el fin de observar su comportamiento de estas dos variables. Comenzando por la gráfica correspondiente al color vs la glucosa en ayunas:



Gráfica 23 Color vs glucosa en ayunas

Como se puede apreciar en la Gráfica 23, se muestran las variaciones existentes entre el color y la glucosa tomada en ayunas, en donde los datos de esta primera variable están denotados por las barras azules y los valores de la segunda están representados por la línea naranja. Dentro de esta gráfica se puede visualizar que los valores de la glucosa están por debajo o en los límites de los correspondientes al color, en donde se presentan una serie de traslapos y cruces de los valores de ambas variables, sin mencionar que se pueden notar pequeños valores que se mantienen constantes.

Hecho lo anterior, se procederá a mostrar la última gráfica, la cual corresponde a los valores del color y de la glucosa después de comer. Dentro de este gráfico se podrá analizar y visualizar las interacciones que tienen estas dos variables y así poder determinar su comportamiento, con el fin de encontrar alguna otra correlación, por tal motivo a continuación se presenta dicho gráfico:



Gráfica 24 Color vs glucosa después de comer

Como se puede ver en la Gráfica 24, se muestran las variaciones e interacciones que tiene el color con la glucosa después de comer, en donde las barras azules representan al color mientras que la línea naranja denota a la concentración de glucosa. Dentro de este gráfico se puede observar que la variación de glucosa es menos fluctuante comparada con la información recopilada en ayunas. Al mismo tiempo los valores del color son más parejos, sin muchos picos ni muchas bajadas, y aunque ambas curvas se traslapan se puede notar claramente una mayor estabilidad en los datos graficados.

De esta manera es como se culmina la fase de análisis de resultados, en donde se expuso los datos recolectados y las gráficas finales comparativas de temperatura, pH, color y concentración de glucosa del paciente número uno analizado, esto con el fin de encontrar una correlación entre la glucosa y alguna otra variable. Este sujeto fue el primero en utilizar este sistema de monitoreo de variables físicas y químicas, el cual se usará como herramienta de seguimiento para los pacientes diabéticos. En donde los resultados obtenidos de este dispositivo van a ser usados como control y tratamiento para esta enfermedad crónica degenerativa.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

Para finalizar este trabajo de investigación se dará paso a la sección dedicada a las conclusiones, en donde se describirán todos los logros, alcances y cumplimientos realizados con respecto a la hipótesis, a los objetivos (generales y específicos) así como a los resultados finales obtenidos de esta investigación.

Comenzando por la hipótesis de este trabajo, en donde cabe destacar que se alcanzó al cien por ciento, puesto que gracias a la correcta implementación de sensores analógicos, digitales, una etapa de adquisición y procesamiento de datos, así como una interfaz gráfica y una aplicación para celular; se pudo medir, monitorear y almacenar los datos de temperatura (LM35), pH (SKU: SEN0161) y color (TCS3200). Dando paso a la creación de un sistema de monitoreo de variables físicas y químicas presentes en el cuerpo de una persona diabética. El cual permitió crear una serie de registros de información con los valores de estas variables antes mencionadas, que en su totalidad dio lugar a una herramienta que sirve como apoyo para el seguimiento de los niveles de glucosa de las personas con diabetes.

Además cabe mencionar que el objetivo general se alcanzó completamente, al mismo tiempo que se logró la hipótesis. Puesto que la integración final de todas las partes que constituyen al proyecto, tanto electrónicamente, mecánicamente y junto con la programación aplicada, fue posible crear un sistema completo que permite monitorear, visualizar y registrar variables tales como temperatura, pH y color. Esto como producto de la implementación de sensores (donde dos de ellos son analógicos y el otro es digital), junto con una etapa de adquisición y procesamiento de datos, así como una interfaz gráfica y una app. Este sistema final se usó como una herramienta de apoyo en el proceso de seguimiento de los niveles de glucosa de las personas con diabetes.

Puesto que el seguimiento comúnmente aplicado por el sector salud para determinar la concentración de glucosa en un persona diabética o no, se realiza por medios invasivos utilizando un glucómetro. El cual se apoya de un par de lancetas, para hacer la extracción de la muestra, y de tiras reactivas, para hacer la cuantificación de la misma. Esta última es la encargada de proporcionar una medición de los niveles de azúcar en la sangre de la persona analizada, y este dato final es complementado por la información proveniente de las variables que manipula el sistema desarrollado.

En base a los cuatro objetivos específicos, estos se abarcaron y alcanzaron al momento de aplicar los sensores LM35, SKU: SEN0161 y TCS3200 junto con la etapa de adquisición y procesamiento de datos realizada en la plataforma Arduino. Esta última trabaja en sinergia con una interfaz gráfica hecha en LabView, la cual permite visualizar y almacenar los datos de las variables de los sensores. Al mismo tiempo permite un monitoreo remoto de estas a través de un protocolo de comunicación inalámbrico bluetooth que está en conjunto con una aplicación para celular realizada en App Inventor. Dando como resultado final la creación de un sistema de monitoreo integral, ya sea para visualizar, monitorear o guardar los datos de las variables de temperatura, pH, color y glucosa. Esto con el fin de crear una serie de registros de información que ayuden al proceso de seguimiento de los niveles de glucosa de los pacientes diabéticos. Y con esto se reafirma el cumplimiento tanto de la hipótesis, como del objetivo general, así como de los objetivos específicos.

De esta manera es como se alcanzaron los puntos más importantes dentro de este trabajo de investigación, pero también es imprescindible remarcar los resultados físicos y reales obtenidos a través del proceso de experimentación. En donde el primero de ellos que se obtuvo al aplicar este sistema, fue la creación de la herramienta de seguimiento.

Esta última contiene todos los registros de información de manera personalizada, lo cual nos indica que ningún dato de temperatura, pH, color o glucosa va a coincidir con los valores obtenidos de otra persona que se someta a este mismo monitoreo, puesto que cada cuerpo es totalmente diferente, garantizando con esto que los resultados obtenidos sean confiables. Por otra parte como se pudo notar en la sección de análisis de resultados, se observó el comportamiento que tiene la glucosa con respecto a la variación del pH de la saliva en ayunas, puesto que de todas las variables involucradas (temperatura, pH y color) y de las condiciones aplicadas (en ayunas y después de comer), está en particular tiene una característica y comportamiento muy peculiar. Remarcando que en esta condición se manejan ciertos criterios mencionados en capítulos anteriores, para poder cuantificar las muestras de manera correcta.

Ya que después de analizar las gráficas y los datos obtenidos a profundidad, se pudo notar y generalizar el siguiente comportamiento “que a menor concentración de glucosa existe un mayor pH”, y caso contrario “que a mayor concentración de glucosa existe un menor pH”. Como se hizo mención anteriormente, bajo esta condición únicamente (en ayunas) y estas variables involucradas (pH de la saliva y glucosa) se pudo apreciar una mayor correlación e información entre ellas, esto en comparación con otras variables y condiciones que no tienen mucha interacción y lógica.

Con base a estos hechos tangibles, se puede sugerir que si se aplica este sistema de monitoreo a más pacientes diabéticos bajo esta misma condición (en ayunas), la cual debe estar siempre controlada. Y si se le da un seguimiento más prolongado en función del tiempo a las variables principales que son el pH y la glucosa, así como las secundarias que son la temperatura y el color. A futuro se podrá determinar la concentración de la glucosa en la sangre a través de una medición de pH de la saliva en ayunas.

TRABAJOS FUTUROS

Como toda línea de investigación siempre se busca la mejora continua de la misma, por tal motivo a continuación se plantean algunas perspectivas a futuro que se pueden implementar o mejorar del sistema de monitoreo y almacenamiento de datos, entre ellas se encuentran:

- Re-diseño y manufacturara de tarjeta electrónica con componentes de montaje superficial.
- Implementación de técnicas de serigrafía para la elaboración de placas doble cara y más complejas.
- Implementación de sensores de mayor sensibilidad.
- Implementación de sensores específicos para la cuantificación de glucosa, por medio no invasivos.
- Retomar los procesos ópticos para la medición continua y no invasiva de la glucosa.
- Someter al prototipo realizado a mayores demandas o condiciones extremas.
- Mejorar los entornos de las interfaces gráficas, tanto en LabView como App Inventor.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. Tura, A. Maran, and G. Pacini, "Non-invasive glucose monitoring: Assessment of technologies and devices according to quantitative criteria," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 77, no. 1, pp. 16–40, 2007.
- [2] E. Guevara and F. J. González, "Joint optical-electrical technique for noninvasive glucose monitoring," *Rev. Mex. Fis.*, vol. 56, no. 5, pp. 430–434, 2010.
- [3] H.-C. Wang and A.-R. Lee, "Recent developments in blood glucose sensors," *J. Food Drug Anal.*, vol. 23, no. 2, pp. 191–200, 2015.
- [4] L.-L. A, C.-L. S, D.-A. G, and M.-C. SO, "State of the art and new perspectives in non-invasive glucose sensors," *Rev. Mex. Ing. Biomédica*, vol. XXXIII, no. 1, pp. 41–52, 2012.
- [5] X. Sun and T. D. James, "Glucose Sensing in Supramolecular Chemistry," *Chem. Rev.*, vol. 115, no. 15, pp. 8001–8037, 2015.
- [6] S. Vashist, "Continuous Glucose Monitoring Systems: A Review," *Diagnostics*, vol. 3, no. 4, pp. 385–412, 2013.
- [7] K. Tian, M. Prestgard, and A. Tiwari, "A review of recent advances in nonenzymatic glucose sensors," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 41, pp. 100–118, 2014.
- [8] D. F. Cantillo, "Detección de interferencias y otros errores en la medición de la glucemia en glucómetros portátiles," pp. 12–24, 2012.
- [9] N. S. Oliver, C. Toumazou, A. E. G. Cass, and D. G. Johnston, "Glucose sensors: A review of current and emerging technology," *Diabet. Med.*, vol. 26, no. 3, pp. 197–210, 2009.
- [10] D. Y. Tratamientos, U. Alfonso, and X. Sabio, "IONTOFORESIS, DOSIS Y TRATAMIENTOS. Jesús Guodemar Pérez Pablo García Fernández Eva María Rodríguez González," vol. 2, 2004.
- [11] C. Eduardo and B. Wolf, "Current development in non-invasive glucose monitoring," vol. 30, pp. 541–549, 2008.
- [12] S. K. Vashist, "Analytica Chimica Acta Non-invasive glucose monitoring technology in diabetes management : A review," *Anal. Chim. Acta*, vol. 750, pp. 16–27, 2012.
- [13] J. Liu, L. Jiang, H. Liu, and X. Cai, "A bifunctional biosensor for subcutaneous glucose monitoring by reverse iontophoresis," *J. Electroanal. Chem.*, vol. 660, no. 1, pp. 8–13, 2011.
- [14] A. Sieg, R. H. Guy, and M. B. Delgado-Charro, "Electroosmosis in transdermal iontophoresis: implications for noninvasive and calibration-free glucose monitoring.," *Biophys. J.*, vol. 87, no. 5, pp. 3344–50, 2004.
- [15] C. McCormick, D. Heath, and P. Connolly, "Towards blood free measurement of glucose and potassium in humans using reverse iontophoresis," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 166–167, pp. 593–600, 2012.
- [16] "Química Bioanalítica Objetivos : $I = nF \frac{dc}{dt}$," no. 3000, 2007.
- [17] M. castrejón, V., Carbó, R., Martínez, "Mecanismos moleculares que intervienen en el transporte de la glucosa," *Reb*, vol. 26, no. 2, pp. 49–57, 2007.

- [18] J. C. Chou *et al.*, "Effect of different contents of magnetic beads on enzymatic IGZO glucose biosensor," *Mater. Lett.*, vol. 175, pp. 241–243, 2016.
- [19] A. L. Rinaldi and R. Carballo, "Impedimetric non-enzymatic glucose sensor based on nickel hydroxide thin film onto gold electrode," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 228, pp. 43–52, 2016.
- [20] S. Macridis, E. Garcia Bengoechea, A. M. McComber, J. Jacobs, and A. C. Macaulay, "Active transportation to support diabetes prevention: Expanding school health promotion programming in an Indigenous community.," *Eval. Program Plann.*, vol. 56, pp. 99–108, 2016.
- [21] B. Kumaravel *et al.*, "Use of haemoglobin A1c to detect impaired fasting glucose or Type 2 diabetes in a United Kingdom community based population," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 96, no. 2, pp. 211–216, 2012.
- [22] A.-M. Felton, J. LaSalle, and M. McGill, "Treatment urgency: the importance of getting people with type 2 diabetes to target promptly," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 117, pp. 100–103, 2016.
- [23] F. Arrieta *et al.*, "Diabetes mellitus and cardiovascular risk: Working group recommendations of Diabetes and Cardiovascular Disease of the Spanish Society of Diabetes (SED, 2015)," *Aten. Primaria*, vol. 48, no. 5, 2015.
- [24] I. Berlin, C. Sachon, and A. Grimaldi, "Identification of factors associated with impaired hypoglycaemia awareness in patients with type 1 and type 2 diabetes mellitus," *Diabetes Metab.*, vol. 31, no. 3, pp. 246–251, 2005.
- [25] H. Kolb, K. Kempf, S. Martin, M. Stumvoll, and R. Landgraf, "On what evidence-base do we recommend self-monitoring of blood glucose?," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 87, no. 2, pp. 150–156, 2010.
- [26] *ATLAS de la DIABETES de la FID.* .
- [27] S. Frontoni, P. Di Bartolo, A. Avogaro, E. Bosi, G. Paolisso, and A. Ceriello, "Glucose variability: An emerging target for the treatment of diabetes mellitus," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 102, no. 2, pp. 86–95, 2013.
- [28] M. E. Dupre, M. Silberberg, J. M. Willis, and M. N. Feinglos, "Education, glucose control, and mortality risks among U.S. older adults with diabetes," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 107, no. 3, pp. 392–399, 2015.
- [29] I. D. Federation and C. De Hulp, "Update of mortality attributable to diabetes for the IDF Diabetes Atlas: Estimates for the year 2013," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 109, no. 3, pp. 461–465, 2015.
- [30] H. Liu *et al.*, "Fasting and 2-hour plasma glucose, and HbA1c in pregnancy and the postpartum risk of diabetes among Chinese women with gestational diabetes," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 112, pp. 30–36, 2016.
- [31] K. Kuricová, L. Pácal, J. Šoupal, M. Prázný, and K. Kaňková, "Effect of glucose variability on pathways associated with glucotoxicity in diabetes: Evaluation of a novel in vitro experimental approach," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 114, pp. 1–8, 2016.

- [32] D. Su *et al.*, "Does telemedicine improve treatment outcomes for diabetes? A meta-analysis of results from 55 randomized controlled trials," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 116, no. 402, pp. 136–148, 2016.
- [33] J. Yang, S. Tang, and R. A. Cheke, "The regulatory system for diabetes mellitus: Modeling rates of glucose infusions and insulin injections," *Commun. Nonlinear Sci. Numer. Simul.*, vol. 37, pp. 305–325, 2016.
- [34] V. Thielen, A. Scheen, J. Bringer, and E. Renard, "Attempt to improve glucose control in type 2 diabetic patients by education about real-time glucose monitoring," *Diabetes Metab.*, vol. 36, no. 3, pp. 240–243, 2010.
- [35] G. Bonetti *et al.*, "Which sample tube should be used for routine glucose determination?," *Prim. Care Diabetes*, vol. 10, no. 3, pp. 227–232, 2016.
- [36] J. M. Malacara and M. E. Garay-Sevilla, "Los Conceptos en Evolución sobre Diabetes," *Acta Univ.*, vol. 19, no. 2, pp. 5–10, 2009.
- [37] J. E. la Peña, L. V. Buitrón-Granados, J. C. Ramírez-Martínez, R. Chavira-Mejía, H. Schargrotsky, and B. M. Champagne, "Diabetes en México. Estudio CARMELA. (Spanish)," *Cir. Cir.*, vol. 79, no. 5, pp. 424–431, 2011.
- [38] J. Hertel, S. Johansson, and K. Midthjell, "Type 2 diabetes genes—Present status and data from Norwegian studies," *Nor. Epidemiol.*, vol. 23, no. 1, pp. 9–22, 2013.
- [39] ANMF, "Tutorial covers the etiology of diabetes Types 1 and 2 as well as gestational diabetes. Symptoms, treatment and management are discussed in detail along with the complications of diabetes.," *Aust. Nurs. Midwifery J.*, vol. 23, no. 9, pp. 26–28, 2016.
- [40] S. Balducci *et al.*, "Glucose Metabolism and Regulation: Beyond Insulin and Glucagon," *Nutr. Metab. Cardiovasc. Dis.*, vol. 20, no. 8, pp. 608–617, 2010.
- [41] L. Bally, T. Zueger, N. Pasi, C. Carlos, D. Paganini, and C. Stettler, "Accuracy of continuous glucose monitoring during differing exercise conditions," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 112, pp. 1–5, 2015.
- [42] M. A. Arnold and G. W. Small, "Noninvasive glucose sensing," *Anal. Chem.*, vol. 77, no. 17, pp. 5429–5439, 2005.
- [43] I. D. Castro, J. E. Vargas, and F. Fonthal, "Identificación de longitudes de onda en las regiones NIR y MIR para la medición no invasiva de glucosa en sangre," *Opt. Pura y Apl.*, vol. 45, no. 3, pp. 323–334, 2012.
- [44] Organización Mundial de la salud, "Diagnóstico y Monitorización de la Diabetes Mellitus desde el Laboratorio," *Who*, p. 59, 2006.
- [45] F. P. Baco, "Hemoglobina glucosilada o HbA1c," *Galenus. Revista para los médicos Puerto Rico*, vol. 40, no. 6, p. 2, 2013.
- [46] M. Goodarzi and W. Saeys, "Selection of the most informative near infrared spectroscopy wavebands for continuous glucose monitoring in human serum," *Talanta*, vol. 146, pp. 155–165, 2016.

- [47] H. Qazi, a Mohammad, and M. Akram, "Recent Progress in Optical Chemical Sensors," *Sensors*, vol. 12, no. 12, pp. 16522–16556, 2012.
- [48] Z. Xiaobo, Z. Jiewen, M. J. W. Povey, M. Holmes, and M. Hanpin, "Variables selection methods in near-infrared spectroscopy," *Anal. Chim. Acta*, vol. 667, no. 1–2, pp. 14–32, 2010.
- [49] W. Ni, L. Nørgaard, and M. Mørup, "Non-linear calibration models for near infrared spectroscopy," *Anal. Chim. Acta*, vol. 813, pp. 1–14, 2014.
- [50] M. Goodarzi, S. Sharma, H. Ramon, and W. Saeys, "Multivariate calibration of NIR spectroscopic sensors for continuous glucose monitoring," *TrAC - Trends Anal. Chem.*, vol. 67, pp. 147–158, 2015.
- [51] M. A. Arnold, "Non-invasive glucose monitoring," *Curr. Opin. Biotechnol.*, vol. 7, no. 1, pp. 46–49, 1996.
- [52] Z. Li, G. Li, W.-J. Yan, and L. Lin, "Classification of diabetes and measurement of blood glucose concentration noninvasively using near infrared spectroscopy," *Infrared Phys. Technol.*, vol. 67, pp. 574–582, 2014.
- [53] J. Yadav, A. Rani, V. Singh, and B. M. Murari, "Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 214–227, 2015.
- [54] C. Pasquini, "Near infrared spectroscopy: Fundamentals, practical aspects and analytical applications," *J. Braz. Chem. Soc.*, vol. 14, no. 2, pp. 198–219, 2003.
- [55] M. Drayton and U. Kingdom, "I v n -i s," 2000.
- [56] S. Kumar, D. Zheng, K. Al-rubeaan, J. H. T. Luong, and F. Sheu, "Analytica Chimica Acta Technology behind commercial devices for blood glucose monitoring in diabetes management : A review," *Anal. Chim. Acta*, vol. 703, no. 2, pp. 124–136, 2011.
- [57] D. C. Klonoff, D. Ahn, and A. Drincic, "Continuous glucose monitoring : A review of the technology and clinical use," *Diabetes Res. Clin. Pract.*, vol. 133, pp. 178–192, 2017.
- [58] J. Kim, A. S. Campbell, and J. Wang, "Talanta Wearable non-invasive epidermal glucose sensors : A review ☆" *Talanta*, no. August, pp. 0–1, 2017.
- [59] G. Marics *et al.*, "OF PEDIATRICS Effects of pH , lactate , hematocrit and potassium level on the accuracy of continuous glucose monitoring (CGM) in pediatric intensive care unit," pp. 1–6, 2015.
- [60] D. Olczuk and R. Priefer, "Diabetes & Metabolic Syndrome : Clinical Research & Reviews A history of continuous glucose monitors (CGMs) in self-monitoring of diabetes mellitus," *Diabetes Metab. Syndr. Clin. Res. Rev.*, pp. 1–7, 2017.
- [61] T. A. Fernandes, D. K. Kurhe, A. A. Chavan, and R. V Jayaram, "Hydrometallurgy Recovery and reuse of palladium from spent glucometer electrochemical test strips," *Hydrometallurgy*, vol. 165, pp. 199–205, 2016.
- [62] A. E. Dillon, M. K. Menard, P. Rust, R. B. Newman, and J. P. Vandorsten, "Glucometer

- analysis of one-hour glucose challenge samples.”
- [63] B. Solnica, J. W. Naskalski, and J. Sieradzki, “Analytical performance of glucometers used for routine glucose self-monitoring of diabetic patients,” vol. 331, pp. 29–35, 2003.
- [64] K. Pandit, “Mini Review Continuous glucose monitoring,” vol. 16.
- [65] R. Anita, “Blood glucose monitoring in diabetes,” vol. 28, no. 27, 2014.
- [66] M. Pietrzy and A. Voelkel, “Stability of simulated body fluids such as blood plasma, artificial urine and artificial saliva,” vol. 134, pp. 197–201, 2017.
- [67] C. Zuliani, G. Matzeu, and D. Diamond, “Electrochimica Acta A potentiometric disposable sensor strip for measuring pH in saliva,” *Electrochim. Acta*, vol. 132, pp. 292–296, 2014.
- [68] Q. Ke, Y. Zheng, F. Yang, H. Zhang, and X. Yang, “Talanta A fluorescence glucose sensor based on pH induced conformational switch of i-motif DNA,” *Talanta*, vol. 129, pp. 539–544, 2014.
- [69] L. C. Dentista, “Evaluación del pH salival en pacientes gestantes y no gestantes,” vol. LXIX, no. 3, pp. 125–130, 2012.
- [70] M. R. Khairnar, A. S. Dodamani, G. N. Karibasappa, R. G. Naik, and M. A. Deshmukh, “Journal of Ayurveda and Integrative Medicine Efficiency of herbal toothpastes on salivary pH and salivary glucose: A preliminary study,” *J. Ayurveda Integr. Med.*, vol. 8, no. 1, pp. 3–6, 2017.
- [71] A. J. Bandodkar and J. Wang, “Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review,” *Trends Biotechnol.*, vol. 32, no. 7, pp. 363–371, 2014.
- [72] A. C. Mosca and J. Chen, “Trends in Food Science & Technology Food-saliva interactions: Mechanisms and implications,” *Trends Food Sci. Technol.*, vol. 66, pp. 125–134, 2017.

**EVIDENCIAS DE
PRODUCTOS
GENERADOS**



XVI Congreso Nacional de
Ingeniería Electromecánica y de Sistemas
CNIES 2017
13-17 de noviembre del 2017



A nombre del comité técnico revisor del
XVI Congreso Nacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas
me es grato el comunicarle que su trabajo titulado;

*Desarrollo de un sistema de monitoreo de variables físicas y químicas en pacientes
diabéticos*

con número de referencia "IE-09" y de los autores

Luis Cortez-Calderón, Rafael Reyes-Nicolás, Ruben Posada-Gomez, Albino Martinez-
Sibaja, José Pastor Jarquin-Rodríguez and Alberto Alfonso Aguilar Lasserre
ha sido **ACEPTADO** para presentarse de manera oral en este evento científico.

Atentamente



Dr. Suren Stolik Isakina
Coordinador
Ingeniería Electrónica



XVI Congreso Nacional de Ingeniería Electromecánica y de Sistemas

Otorga el Presente

DIPLOMA

A:
Luis Cortez-Calderón, Rafael Reyes-Nicolás, Ruben
Posada-Gomez, Albino Martinez-Sibaja, José Pastor
Jarquin-Rodríguez y Alberto Alfonso Aguilar Lasserre

Por su participación con el trabajo

Desarrollo de un sistema de monitoreo de variables
físicas y químicas en pacientes diabéticos

Ciudad de México, 13 al 17 de noviembre de 2017



DR. MIGUEL TOLEDO VELÁZQUEZ
Jefe de la Sección de Estudios de Posgrado
e Investigación de la ESIME, Unidad Zacatenco



DR. RICARDO OCTAVIO MOTA PALOMINO
Director de la ESIME, Unidad Zacatenco

Diseño de un Sistema Domótico basado en el microprocesador Raspberry-Pi

L. Cortez Calderón¹, A. Sosa Villaraux¹, M. A. García Martínez¹, R. Posada Gomez¹, J. J. A. Flores Cuautle¹
¹División de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tecnológico de Orizaba, Calle Oriente 9, Col. Emiliano Zapata, C.P.94320, Orizaba, Veracruz, México

Área de participación: Ingeniería Electrónica

Resumen

Se han utilizado un microprocesador Raspberry-Pi 2 y un microcontrolador Arduino como plataforma de hardware para el diseño de un sistema domótico que controla diferentes variables analógicas en una casa habitación. Se aprovechan los recursos y prestaciones que ofrece la tarjeta Raspberry-Pi 2, que permitió establecer una conexión *Wi-Fi* a través del protocolo VNC. También se realizó como parte del sistema una conexión vía Ethernet entre un servidor *web* (Arduino) y un cliente (Raspberry, celulares, tablets, laptops). Dicha comunicación facilitó el monitoreo y control de todas las variables involucradas. Se crearon dos diferentes interfaces gráficas para visualizarlas. La primera de ellas es una página *web* y la segunda es una interfaz gráfica en un entorno *Gambas* con comunicación serial entre los dispositivos Arduino y Raspberry-Pi.

Palabras clave: Domótica, Raspberry Pi, Ethernet, VNC.

Registro de Software (en proceso de trámite)

Solicitud de Registro de Obra

Homoclave del formato	No. de trámite
RPDA-01	
Fecha de publicación del formato en el DOF	Fecha de solicitud del trámite
16 02 2016	DD MM AAAA

Instrucciones: deberá llenar a maquina o con letra de molde legible, sin tachaduras o enmendaduras.

Datos del autor	<input checked="" type="radio"/> Coautor	Seudónimo
-----------------	--	-----------

Datos generales	Domicilio particular
CURP (opcional): COCL920527HPLRLS07	Código postal: 74126
RFC: COCL920527-QJ7	Calle: Montes de Oca
Nombre(s): Luis	Número exterior: 11 Número interior:
Primer apellido: Cortez	Colonia: San Baltazar Temaxcalac
Segundo apellido: Calderón	Municipio o Delegación: San Martín Texmelucan
Sexo: Masculino	Estado: Puebla
Fecha de nacimiento: 27 05 1992 DD MM AAAA	País: México
Lugar de nacimiento: Puebla, Puebla, México	
Nacionalidad (opcional): Mexicana	
Porcentaje (%) y tipo de participación: 60 %	
Teléfono (opcional): (01) 248 484 72 76	
Extensión (opcional):	
Teléfono móvil (opcional): (044) 248 119 10 85	
Correo electrónico (opcional): ingluiscc27@gmail.com	

INDAUTOR-00-001

En caso de ser más de un autor presentar la hoja adjunta RPDA-01-A1.
"De conformidad con los artículos 4 y 69-M, fracción V de la Ley Federal de Procedimiento Administrativo, los formatos para solicitar trámites y servicios deberán publicarse en el Diario Oficial de la Federación (DOF)"

Persona para recibir notificaciones (gestor)

Datos generales	Nombre(s):
CURP (opcional) :	Primer apellido:
RFC (opcional) :	Segundo apellido:

Datos de la obra

Título: Software para el monitoreo de variables físicas y químicas en pacientes diabéticos
Síntesis: Este software recibe una trama de información proveniente de una etapa de adquisición y procesamiento de datos, la cual esta compuesta por una señal de tres sensores, dos analógicos y un digital. Que están procesando variables tales como temperatura corporal, pH de la saliva y color del dedo de un paciente con diabetes. En donde estos datos son recibidos, acomodados, representados gráficamente y almacenados por el software de monitoreo desarrollado, esto con el fin de su futura manipulación y análisis. Este programa tiene como encomienda monitorear las variables físicas y químicas proveniente de los sensores antes mencionados para la creación de un registro de información que ayude al seguimiento de las concentraciones de glucosa de los pacientes diabéticos.

INDAUTOR-00-001

	Contacto: Puebla #143, Col. Roma Norte, Deleg. Cauhtémoc, Distrito Federal, C.P. 06700 Tel. (55)3601 8210 y 16, 01800 2283 400
---	--