



Formando líderes para la construcción
de un nuevo país en paz

**DISEÑO DE UN SISTEMA E-NOSE BASADO EN IOT PARA LA DETECCIÓN Y
MONITOREO EN TIEMPO REAL DE CÁNCER DE PRÓSTATA A TRAVÉS DE
ANÁLISIS DEL ALIENTO**

**(DESIGN OF AN IOT-BASED E-NOSE SYSTEM FOR REAL-TIME DETECTION AND
MONITORING OF PROSTATE CANCER THROUGH BREATH ANALYSIS)**

DIEGO ARMANDO PARADA PARADA

**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
PAMPLONA
2022**



Formando líderes para la construcción
de un nuevo país en paz

**DISEÑO DE UN SISTEMA E-NOSE BASADO EN IOT PARA LA DETECCIÓN Y
MONITOREO EN TIEMPO REAL DE CÁNCER DE PRÓSTATA A TRAVÉS DE
ANÁLISIS DEL ALIENTO**

**(DESIGN OF AN IOT-BASED E-NOSE SYSTEM FOR REAL-TIME DETECTION AND
MONITORING OF PROSTATE CANCER THROUGH BREATH ANALYSIS)**

DIEGO ARMANDO PARADA PARADA

**Tesis o trabajo de investigación presentado como requisito para optar al título de:
INGENIERO ELECTRÓNICO**

Director

PhD. CRISTHIAN MANUEL DURAN ACEVEDO

Codirectora:

PhD(c). JENIFFER KATERINE CARRILLO GOMEZ

Grupo de Investigación:

Sistemas multisensoriales y reconocimiento de patrones (GISM)

**UNIVERSIDAD DE PAMPLONA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
FACULTAD DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
PAMPLONA
2022**



DEDICATORIA

A Dios por bendecirme en cada etapa de mi vida personal y estudiantil, a mis padres María Trinidad y Luis Jesús quienes son el motor de mi vida y mi mayor motivación para salir adelante, gracias a su dedicación y apoyo incondicional hacen que mi formación profesional sea posible, gracias por nunca dejarme desvanecer y enseñarme a luchar por mis sueños. A mis hermanos Diana y Alejandro quienes siempre me han apoyado y han estado brindándome cariño, confianza y seguridad para poder alcanzar mis metas. A mi novia Danny por ser ese apoyo incondicional y ayudarme a salir adelante con todos mis proyectos y metas. A todos y cada uno de aquellos que de una o de otra manera contribuyeron en mi formación como profesional, a todos mis amigos, profesores y demás personas que siempre han querido verme como ingeniero electrónico, a todos ellos les expreso mi gratitud.



AGRADECIMIENTO

Mi gratitud y eterno agradecimiento a mis directores de trabajo de investigación al PhD. Cristhian Manuel Durán Acevedo y PhD(c). Jeniffer Katherine Carrillo Gómez, docentes entregados a la investigación que a través de su acompañamiento durante todo este proceso aportaron en mi crecimiento como profesional. A la Universidad de Pamplona quienes a través de la vicerrectoría de investigaciones y del grupo de Investigación en Sistemas Multisensoriales y Reconocimiento de Patrones (GISM) permitieron ser participe como joven investigador de un proyecto innovador que genera impacto en la sociedad a través de las técnicas que aplica, al ingeniero Carlos Vásquez por su valioso acompañamiento en el desarrollo de la investigación y su constante entrega para hacer que este desarrollo fuera posible, mi agradecimiento a todos aquellos que indirectamente contribuyeron en mi formación y que gracias a eso he podido adquirir conocimientos muy valiosos para desempeñarme en mi etapa como profesional.



TABLA DE CONTENIDO

ABSTRACT	11
INTRODUCCION	12
1. Capítulo I: Introducción al Documento	13
1.1. Planteamiento del problema y justificación.....	13
1.2. Delimitaciones	14
1.2.1. Objetivo General	14
1.2.2. Objetivos Específicos.....	14
2. Capítulo II: Referentes que Apoyan la Investigación	15
2.1. Antecedentes.....	15
2.2. Marco teórico.....	21
2.2.1. Comparación entre el Sistema de Olfato Electrónico y el Olfato Humano	21
2.2.2. Campos de Estudio y Secuencia de Trabajo de los Sistemas E-Nose.....	24
2.2.3. Aplicación de los Sistemas de Olfato Electrónico en la Medicina	26
2.2.4. Características de Detección y Diagnóstico del Cáncer de Próstata	31
2.2.5. Compuestos Orgánicos Volátiles (VOCs).....	33
2.2.6. Métodos para la Detección de VOCs en el Diagnóstico de Enfermedades	37
2.2.7. Principales Tecnologías Aplicadas (Sensores) para la Detección de VOCs.....	39
2.2.8. Tipos de Sensores Bioquímicos o de Gases Empleados en los SOE	41
2.2.9. Sensores de Gas Tipo MOS Desarrollados Mediante la Tecnología MEMS	45
2.2.10. Dispositivos Hardware para la Adquisición y Manipulación de las Señales	49
2.2.11. Norma IPC-2221 para el Diseño Genérico de PCB's Electrónicas	51
2.2.12. Protocolo de Comunicación Empleados en el Diseño del Sistema E-Nose	52
2.2.13. Aplicabilidad del Internet de las Cosas (IoT) en los Sistemas Tecnológicos	54
2.2.14. Uso del Internet de las Cosas (IOT) en los Sistemas de Olfato Electrónico	55
2.2.15. Configuración de Raspberry Pi como Servidor Web (Protocolo HTTP).....	58
2.2.16. Procesamiento de los Datos en un Sistema de Olfato Electrónico.....	59
2.2.17. Métodos de Procesamiento de Datos	64
3. Capítulo III: Materiales y Métodos.....	69
3.1. Descripción General del Dispositivo E-nose.....	69



3.2. Diseño del Dispositivo E-Nose.....	71
3.2.1. Matriz de Sensores	71
3.2.2. Características de Diseño de la Tarjeta de Control del Dispositivo E-nose.....	81
3.2.3. Características de Diseño de la PCB de la Cámara de Muestras	96
3.2.4. Dispositivos y Actuadores utilizados en el Sistema E-Nose.....	98
3.2.5. Diseño 3D del Prototipo de Nariz Electrónica en el Software Inventor	103
4. Capítulo IV: Análisis y Resultados.....	106
4.1. Desarrollo del Sistema E-Nose para la Adquisición de las Muestras.....	106
Conclusiones	119
Referencias	122
ANEXOS.....	126



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Sistema de olfato electrónico comerciales	31
Tabla 2 Compuestos orgánicos volátiles relacionados a enfermedades específicas	36
Tabla 3 Principales usos de los SOE en centros de investigación	40
Tabla 4 Características de los sensores implementado en un SOE	41
Tabla 5 Clasificación de los tipos de sensores químicos de olor	43
Tabla 6 Parámetros estáticos y dinámicos característicos de un sensor MOS	60
Tabla 7 Parámetros estáticos aplicados al método de compresión	62
Tabla 8 Respuesta característica de los sensores de gas tipo MEMS	72



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Sistema de olfato electrónico estándar	23
Figura 2 Fases y secuencia de trabajo en un sistema de olfato electrónico	24
Figura 3 Mercado de la tecnología de narices electrónicas en el mundo.....	30
Figura 4 Diagrama de Localización de la Próstata en los pacientes	32
Figura 5 Microordenador Raspberry Pi4 4GB RAM	50
Figura 6 Diagrama general de conexión para el protocolo I2C.....	53
Figura 7 Configuración del protocolo SPI para el envío y recepción de datos	53
Figura 8 Configuración del protocolo de comunicación UART	54
Figura 9 Arquitectura cliente-servidor del protocolo de comunicación para IoT (HTTP)	57
Figura 10 Esquema característico del protocolo IoT (MQTT)	57
Figura 11 Señal característica de un sensor de óxido de estaño - MOS.....	60
Figura 12 Diagrama de flujo del sistema de olfato electrónico desarrollado	70
Figura 13 Esquema eléctrico característico para el sensor CCS801	73
Figura 14 Esquema eléctrico característico para el sensor GM-602B.....	74
Figura 15 Esquema eléctrico característico para el Sensor de Gas MICs-6814.....	75
Figura 16 Esquema eléctrico característico para el Sensor de Gas MICS-4514	76
Figura 17 Diseño de la matriz de sensores analógicos (Layout)	77
Figura 18 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas BME680	78
Figura 19 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas CCS811	79
Figura 20 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas SGP30	80
Figura 21 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas ZMOD410	80
Figura 22 Diseño de la matriz de sensores digitales (Layout).....	81
Figura 23 Pruebas empleadas para el diseño de la PCB de control del sistema multisensorial..	82
Figura 24 Prueba de validación inicial del funcionamiento de la Nariz electrónica	83
Figura 25 Respuesta de los sensores de gas de lectura analógica en el prediseño	84
Figura 26 Protección de entrada para el voltaje de alimentación del dispositivo	84
Figura 27 Características de la fuente de alimentación de 3,3V a 2A.....	85
Figura 28 Características de la fuente de alimentación de 5V a 3,5 A.....	86
Figura 29 Características de la fuente de alimentación de 1,8V a 1,2A.....	87
Figura 30 Regulador de tensión de 2.5V a 1A.....	88
Figura 31 Búfer bidireccional de doble canal para I2C	89
Figura 32 Convertidor analógico digital 24Bits 8/16 CH.....	90
Figura 33 Diagrama característico para habilitar los sensores analógicos	92
Figura 34 Asignación de direcciones y de pines de reinicio para los sensores digitales	92
Figura 35 Filtros y protecciones para los diferentes niveles de tensión	93
Figura 36 Esquema característico de los pines de control de la raspberry Pi	94
Figura 37 Vista de la capa superior de la tarjeta de control (top layer)	95
Figura 38 Vista de la capa inferior de la tarjeta de control (bottom layer)	95
Figura 39 Sensor de presión absoluta 1-25 psi	96
Figura 40 Sensor digital de temperatura y humedad relativa (HTU21D)	97
Figura 41 Layout tarjeta de sensor humedad, temperatura y leds UV	98
Figura 42 Electroválvula de accionamiento directo 3 vías 2 posiciones	99



Figura 43 Bomba de diafragma de baja presión (2L/min).....99

Figura 44 Adaptador AC/DC de 12V 5A..... 100

Figura 45 Válvula Solenoide (2 posiciones / 3 vías) 101

Figura 46 Módulo MOSFET para el control de actuadores 102

Figura 47 Sensor de micro flujo F1012 (0-2000ml)..... 102

Figura 48 Modelo 3D de la cámara de muestras 103

Figura 49 Modelo 3D de la cámara de sensores MEMS MOS 104

Figura 50 Modelo 3D del prototipo de olfato electrónico ensamblado 104

Figura 51 Vista general 3D del prototipo desarrollado..... 105

Figura 52 PCB Matriz de sensores analógicos 106

Figura 53 PCB matriz de sensores digitales 107

Figura 54 PCB de control del sistema de olfato electrónico..... 108

Figura 55 PCB cámara de muestras 110

Figura 56 Ensamble del dispositivo de olfato electrónico final 110

Figura 57 Vista frontal de la distribución de los elementos del sistema E-Nose 111

Figura 58 Vista final del dispositivo de olfato electrónico desarrollado 112

Figura 59 Respuesta de los sensores analógicos a una muestra de aliento..... 113

Figura 60 Respuesta de los sensores digitales a una muestra de aliento 113

Figura 61 Página de inicio del servidor web IoT diseñado 114

Figura 62 Página del formulario para el registro de un nuevo paciente..... 115

Figura 63 Vista de los archivos guardados por el sistema E-Nose..... 116

Figura 64 Página de configuración de funcionamiento del dispositivo E-Nose 117

Figura 65 Interfaz gráfica desarrollada en PyQt5 para el procesamiento de los datos..... 118

Figura 66 Actividades de difusión de resultados de investigación..... 118



ABSTRACT

This investigation work consists of the development of an electronic nose system using MEMS MOS gas sensors for the detection of prostate cancer through breath samples, it is the first prototype of electronic nose developed at the University of Pamplona using this methodology of acquisition of metal oxide sensors, the device uses the Internet of Things as software development; capable of providing support to medical personnel for the detection and monitoring of prostate cancer through an innovative, non-invasive and versatile technique. This raises expectations for patients with chronic diseases, as they can be exempted from cumbersome and inefficient processes for early and timely detection of this disease. The use of IoT technology allows easy access to the information stored on a web server, to process the data instantly and wherever it is required, since the system is portable and does not require qualified personnel to record the samples of each patient.



INTRODUCCION

Este proyecto de investigación consta del desarrollo de un sistema de olfato electrónico que permite analizar el comportamiento de los volátiles presentes en un conjunto de muestras de aliento en pacientes con enfermedades crónicas, su desarrollo basa en el diseño electrónico del dispositivo de olfato electrónico (E-nose), así como de la caracterización del sub-sistema para el acondicionamiento de las señales de los sensores de gases tipo de MOS MEMS, En este estudio, se aplican conocimientos sobre industria 4.0, concretamente sobre el internet de las cosas para el monitoreo de señales provenientes de matrices de sensores de gases digitales y analógicos; el prototipo está desarrollado para su uso como una herramienta de detección capaz de brindar apoyo al personal médico mediante el monitoreo de cáncer de próstata a través de una técnica innovadora, no invasiva y versátil. El dispositivo genera expectativas para los pacientes de enfermedades crónicas, ya que pueden ser eximidos de procesos incómodos y poco eficientes para una detección temprana y oportuna de las enfermedades. El uso de la tecnología IoT permite un fácil acceso a la información almacenada en un servidor web, para realizar el tratamiento de los datos de forma instantánea y en cualquier parte donde estos se requieran, debido a que el sistema es portable y no requiere de personal cualificado que este encargado de realizar el registro de las muestras de cada paciente. En el capítulo I se realiza la descripción del porque se lleva a cabo el diseño de este prototipo de nariz electrónica, además de los objetivos planteados en primera instancia para llevar a cabo la ejecución de este trabajo de investigación, seguido en el capítulo II se describen los referentes teóricos en los cuales se sustenta el trabajo realizado, las invenciones y aplicaciones de los sistemas de olfato electrónico en el campo de la detección de enfermedades crónicas, de cómo a través del estudio del metabolismo de aliento es posible realizar la discriminación entre un grupo selecto de enfermedades y además de como a través de la aplicación del IoT en aplicaciones de salud es posible acceder a la información y manipular los datos de forma instantánea, también de poder analizar el comportamiento de los volátiles en una muestra de aliento, en el capítulo III se lleva a cabo la descripción de la metodología empleada y de las características de cada uno de los dispositivos empleados en el desarrollo del sistema, así como las características de cada parte del circuito que permite el funcionamiento del equipo, los protocolos empleados para habilitar el prototipo con un diseño IoT y de la electrónica aplicada para validar el funcionamiento del sistema. En la parte final de este documento en el capítulo IV se muestran los resultados obtenidos del trabajo de investigación realizado, validando la funcionalidad del sistema a partir de pruebas preliminares de aliento exhalado y que sirva como un método no invasivo e innovador para la detección de enfermedades crónicas.



Capítulo I: Introducción al Documento

1.1. Planteamiento del problema y justificación

En el ámbito de la medicina, y en caso particular en la detección y tratamiento de enfermedades crónicas; se requiere de equipos que realicen el registro y validación de los datos en tiempo real, de sistemas no invasivos, además que puedan servir como herramienta de apoyo para los médicos, que sean portables y de fácil acceso a la información para el análisis de los datos. Las técnicas que actualmente se usan para la detección de cáncer de próstata tienen una serie de limitaciones y no proporcionan suficiente información para permitir una discriminación precisa entre los tumores benignos y malignos (baja sensibilidad, especificidad) dando lugar a que se realicen biopsias prostáticas innecesarias por falsos positivos sometiendo a los pacientes a procedimientos incómodos, provocando hemorragias, infecciones, retención urinaria, dolor, ansiedad y costos innecesarios.

Teniendo en cuenta las limitaciones de los procedimientos de diagnóstico actuales, la caracterización del perfil metabólico de muestras biológicas mediante el análisis de compuestos orgánicos volátiles proporciona una vía innovadora para desarrollar e implementar métodos alternativos como herramienta de diagnóstico temprano del cáncer de próstata (CaP) y de otras enfermedades respiratorias, dentro de los métodos se destacan las narices electrónicas o sistemas de olfato electrónico los cuales en la última década se han destacado por ser instrumentos de medida idóneos para ser usados en aplicaciones médicas, debido a que permiten obtener resultados rápidos, no requieren personal cualificado y usan métodos de análisis inteligentes que toman decisiones sobre la evolución o aparición de alguna enfermedad. Hoy en día se requiere que estos sistemas permitan adquirir gran información o datos en tiempo real y a través de esto poder ser analizados lo antes posible; es por ello, que mediante la revolución tecnológica del internet de las cosas (IoT), es fácil acceder de forma remota a los datos de una muestra en específico para poder ser visualizados o analizados en cualquier momento o lugar donde este se encuentre, ya que el personal de los centros de salud podrían registrar la información de los pacientes, adquirir la información con el sistema sensorial y realizar un análisis a partir de métodos de procesamiento, para luego ser enviados en forma instantánea a un servidor o la nube, realizando de esta forma un gran aporte a los sistemas de salud que están sometidos a equipos de alto valor, grado de complejidad elevada, requieren personal experimentado y además de la desconformidad de los pacientes por ser procesos que requieren tiempo para dar resultados tempranos, como por ejemplo sobre el diagnóstico de la enfermedad.



1.2. Delimitaciones

1.2.1. Objetivo General

- Diseñar una E-nose basada en IoT, para la detección y monitoreo en tiempo real del cáncer de próstata, mediante el análisis de muestras de aliento.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un dispositivo IoT que se pueda acoplar al sistema E-nose para la toma y análisis de las muestras de aliento en tiempo real.
- Desarrollar un dispositivo sensorial basado en una matriz de sensores de óxidos metálicos, para la detección de las muestras.
- Programar una interfaz con diferentes técnicas y métodos de pre-procesamiento de datos, reconocimiento de patrones e inteligencia artificial para el análisis de los datos.
- Hacer pruebas de validación con el dispositivo sensorial basado en IoT.
- Escribir un artículo científico.



Capítulo II: Referentes que Apoyan la Investigación

2.1. Antecedentes

El desarrollo de sistemas de olfato electrónico ha permitido desde sus inicios crear métodos y técnicas de innovación capaces de generar respuestas ante olores, de esta manera se ha logrado obtener mejores condiciones de salubridad y calidad de vida al ser humano; es por ello que en este estudio es indispensable abordar las temáticas y el impacto generado por los sistemas de olfato electrónico (SOE) desde su invención, mencionar los campos de aplicación y los grandes avances de estos sistemas combinados con tecnologías de comunicación en pro de hacer dispositivos más eficientes, a continuación se fundamentan los avances más significativos dentro de este campo. Según menciona Prudenza et al. (2022) como fundamento que el cáncer de próstata representa la segunda tasa de incidencia de casos en hombres en el mundo y es el quinto en índices de mortalidad, es por esto que desde diferentes centros de investigación se ha optado por la necesidad de enfocarse en sistemas de detección que permitan un diagnóstico temprano y no invasivo en comparación a los actuales, uno de estos métodos se podría considerar el uso de las narices electrónicas, las cuales mediante un conjunto de sensores de gases establece características del perfil metabólico de un compuesto orgánico, estos desarrollos según establece el autor se han visto truncados debido a la necesidad de certificaciones y de la aplicabilidad en campos médicos, debido a esto mucho de estos desarrollos solo se optan como prototipo a pesar de la gran eficiencia que en algunas investigaciones se ha permitido obtener.

El producto del análisis de las aromas de los VOC's retoma interés en los investigadores desde que Cornu et al. (2011) por primera vez demostraron que a través de los caninos era posible distinguir entre muestras de orina de pacientes con algún tipo de cáncer y de un grupo de pacientes sanos con un alto nivel de sensibilidad y especificidad de un 91%; no obstante resaltan que el costo de operación resulta elevado debido al tiempo empleado para entrenar al canino (12 meses), es por ello que a través del uso de los sensores de gas es posible oler la huella característica de un grupo de compuestos concentrados en una muestra (orina, sudor, aliento, entre otras). Estos desarrollos han generado gran impacto en el diagnóstico de enfermedades crónicas los cuales han permitido que mediante el uso de métodos experimentales sea posible someterse a un test de rutina sin la necesidad de padecer procedimientos incómodos, poco prácticos y mejor aún sin tener que requerir a un costo elevado para someterse a la herramienta de diagnóstico. Para el análisis de los datos los autores describen que siempre es imprescindible contar con los métodos que permitan la extracción de características de los datos, algoritmos de reconocimiento de patrones e inteligencia artificial para generar la respuesta en base a la información recolectada.



Los investigadores Tiele et al. (2020) expresan que los sistemas de olfato electrónico también conocidos bajo el concepto de narices electrónicas (E-nose) han logrado el desarrollo de sensores más inteligentes acoplados a modelos muy completos en campos médicos, resaltan que estos son capaces de generar datos característicos de compuestos volátiles y de esta manera ayudan al diagnóstico temprano de enfermedades, permitiendo a los especialistas de la salud un soporte y medio para realizar el análisis de los datos. Su trabajo de investigación de la University of Warwick (Reino Unido), permitió desarrollar un sistema de olfato electrónico compacto para el análisis de la respiración a través de un dispositivo IoT, el cual permite el monitoreo de parámetros relacionados con el muestreo de CO₂, la humedad y la temperatura, el sistema es acoplado mediante una aplicación móvil que permite recibir los datos en tiempo real. En su investigación se desarrolló satisfactoriamente una nariz electrónica compacta, habilitada para IoT y portátil para el análisis del aliento, que comprende un conjunto de 10 sensores de gas de óxido metálico de sistemas microelectromecánicos (MEMS MOS) comerciales. La funcionalidad del dispositivo se demostró discriminando con la prueba de estándares químicos entre concentraciones de acetona, isopropanol y 1-propanol, empleando un análisis de componentes principales (PCA) concluyeron que la unidad desarrollada tiene cierta selectividad a la hora de distinguir entre sustancias químicas individuales, algo que resaltan en su estudio es que factores como la edad, el sexo, el peso, el estilo de vida y la medicación pueden influir en la composición del aliento, provocando factores de confusión a la hora de validar las muestras.

En otros estudios abordados dentro de este campo se ha profundizado mucho más en el análisis del aliento, autores como Sagnik & Mrinal. (2020) ven en el análisis del aliento humano exhalado un punto de partida de investigación muy prometedor con gran potencial para el diagnóstico de enfermedades de forma no invasiva; describen cómo este campo ha atraído la atención de la medicina en el monitoreo y detección de enfermedades crónicas durante las últimas dos décadas. Representan los VOCs (Compuestos orgánicos volátiles) como las huellas dactilares de los procesos metabólicos y biofísicos en el cuerpo humano, además muestran como el uso de las narices electrónicas en este campo presentan beneficios significativos en comparación a otras tecnologías ya existentes; puesto a que son sistemas no invasivos, rápidos, no peligrosos, rentables y de fácil aplicación para la vigilancia del estado de las enfermedades y la evaluación de la exposición ambiental en los seres humanos. Dado a que algunos VOCs en el aliento exhalado son biomarcadores de diferentes enfermedades y su presencia en cantidad excesiva es indicativo de insalubridad, el análisis del aliento tiene el potencial de detectar de manera temprana la presencia



de la enfermedad y posterior a ello realizar la monitorización, y ejercer el control que corresponde según sea el caso.

(Sagnik & Mrinal, 2020) comparten la idea que el análisis del aliento es un campo interdisciplinario de trabajo de investigación, que comprende conceptos de la ciencia médica, las técnicas analíticas, la química de los materiales, el procesamiento de datos y la electrónica inmersa dentro de este conjunto, donde su característica permite obtener un rápido crecimiento que ayuda de muy buena manera a la sociedad mediante la detección temprana de enfermedades. También describen que en la actualidad pueda que existan dispositivos para el análisis del aliento; sin embargo, son voluminosos, requieren mano de obra capacitada, presentan un valor elevado de operación y no son adecuados para uso diario, además reconocen que los sistemas de análisis de aliento exhalado deben mejorar sus capacidades de estandarización, los métodos de muestreo y la definición de marcadores; en particular la humedad del aliento exhalado es un agente importante de interferencia que contribuye a la detección y obtención de resultados erróneos.

En otras aplicaciones destacan los sistemas E-nose como un tema de investigación atractivo debido a su forma rentable, no invasiva y la viabilidad de poder diagnosticar cualquier enfermedad presente en el cuerpo humano mediante la identificación de los VOCs. Como es el caso de Joarder et al. (2021) que en su trabajo de investigación mencionan las diferentes técnicas utilizadas para el análisis de las muestras de aliento, que son la cromatografía de gases (GC), espectroscopia de masas, entre otras, además describen el uso de las microplacas basadas en sistema de sensores microelectromecánicos (MEMS) que tienen un tamaño reducido y su consumo de energía es muy inferior a los demás. En su desarrollo del sistema de olfato electrónico emplearon la técnica de cerámica cocida a baja temperatura (LTCC), dicha técnica se emplea para fabricar sensores de gas, según su investigación describen que los sensores MOS basados en LTCC son mejores en aplicaciones de narices electrónicas para los volátiles, estos pueden detectar así diferentes tipos de enfermedades, como el cáncer de pulmón o la diabetes a través del análisis del aliento exhalado de un paciente.

Debido a que los procedimientos y las metodologías utilizadas en el diagnóstico clínico de enfermedades han evolucionado considerablemente gracias a investigaciones en este campo, estas han permitido conocer nuevos enfoques, estrategias y tecnologías que permiten optimizar el tiempo de pronóstico entre la recolección de muestras clínicas y la determinación del diagnóstico de la enfermedad; debido a esto se pueden aplicar tecnologías de narices electrónicas mediante la detección de biomarcadores de VOCs para una detección temprana y oportuna de la enfermedad. Wilson et al. (2018) mencionan que debido a métodos convencionales utilizados para el



diagnóstico clínico de enfermedades gastrointestinales (GI), se practican procedimientos médicos invasivos que generan estrés, ansiedad y dolor a los pacientes; métodos que generan un costo elevado al usuario, requieren de un tiempo considerable para su uso y además de esto se necesitan instrumentos de análisis químicos sofisticados, con procedimientos de modelado avanzados para lograr interpretaciones de diagnóstico. Además, en su trabajo destacan el uso de sistemas no invasivos como las narices electrónicas, resalta que estos sistemas permiten generar un diagnóstico temprano de enfermedades gastrointestinales y demás, mediante el análisis colectivo de metabolitos de compuestos orgánicos volátiles del espacio de cabeza de muestras clínicas para producir enfermedades específicas.

Durán et al. (2018) desarrollaron una herramienta de análisis del aliento exhalado en pacientes Colombianos para el diagnóstico del cáncer gástrico el cual consistió en el estudio de la relación de esta enfermedad con biomarcadores específicos que componen los VOCs exhalados por cada paciente, los autores mencionan que debido a la alta incidencia y afectación del cáncer gástrico en este tipo de población se ha vuelto un problema de salubridad que cada año incrementa en su número de padecimientos, dentro de su descripción del trabajo de investigación desarrollado resaltan que a través del análisis GC-MS fue posible identificar 6 diferentes tipos de compuestos orgánicos presentes en el aliento de cada persona sometida a la muestra que tenía índices de padecer esta enfermedad, en su estudio se muestran grandes diferencias estadísticas entre los pacientes con cáncer y un grupo de pacientes de control. Mucho de los factores de clasificación según Durán et al. (2018) infieren en el estilo de vida de cada uno de los pacientes, su alimentación, genética y zona en donde se realiza el estudio, para este caso con pacientes propios del país aplicaron el modelo de clasificación PCA para cada valor obtenido de cada una de las señales de los sensores químicos obteniendo una sensibilidad del 100%, una especificidad del 93% y una precisión del 97%, a raíz de estos valores los autores concluyen que si es posible aplicar este tipo de tecnologías innovadoras en el diagnóstico temprano del cáncer gástrico, además es posible aplicarlas en zonas de difícil acceso y en aquellos lugares donde los sistemas de salud no están propiamente adaptados para el control y diagnóstico de este tipo de enfermedades crónicas.

En la mayoría de los trabajos de investigación desarrollados en el campo de los sistemas de olfato electrónico se resalta el costo beneficio que pueden ofrecer estas tecnologías en aplicaciones médicas para la detección de enfermedades crónicas, ofreciendo una tecnología aplicada al análisis del perfil metabólico de cada paciente sin la necesidad de someterse a procedimientos incómodos, poco efectivos y que en la mayoría de los casos resultan falsos positivos generando desconformidad en los pacientes y aumentando el nivel de abstención ante estos procedimientos



para el diagnóstico de una enfermedad que puede ser tratada a tiempo. Según describe Wilson A. D. (2018) en su desarrollo de un prototipo de nariz electrónica, los sensores más utilizados en las prácticas clínicas son los de tipo semiconductor de óxido de estaño (MOS), los polímeros conductores (CP), entre otros. Estos tipos de sensores difieren de características como la sensibilidad, las capas sensibles a los volátiles, los mecanismos de detección y un factor muy importante para este caso es el tiempo de respuesta y de recuperación de las capas sensitivas, estas características determinan el nivel de éxito que puede llegar a tener cada prototipo generando capacidades más rápidas de detección y de diagnóstico confiables, estos procesos permiten la validación de cada dispositivo con respecto al tipo de tecnología aplicada y permite establecer el tipo y las características de sensores, y determinar que sistemas son los más adecuados para ser aplicados en futuros desarrollos de sistemas de olfato electrónico en el campo de detección de enfermedades.

En otros estudios recientes autores como (Gökozan, 2019) emplean el uso de los sistemas de olfato electrónico para el monitoreo en tiempo real de la calidad del aire a través de un sistema IoT, estos resaltan como el uso de las tecnologías móviles aplicadas por el internet de las cosas mediante el uso de técnicas de aprendizaje automático y de la manipulación de los datos han generado impacto positivo en la salud de los seres humanos, debido a los diversos campos en los cuales se pueden aplicar este tipo de tecnologías cada vez más las personas adquieren dispositivos inteligentes portátiles que le brinden información segura y al instante de la condición del medio en donde estos se encuentran interactuando, su desarrollo del sistema E-nose permitió monitorear la calidad del aire registrando parámetros de CO₂, CO, PM₁₀, NO₂, humedad y temperatura, su sistema está basado en sensores de gas tipo MEMS, los datos son manipulados mediante el controlador ESP32 conectado a un servicio pago para el uso de la plataforma Blynk IoT que permite registrar de forma remota los valores de los sensores a través de un servicio en la nube de almacenamiento. En su investigación los autores permitieron demostrar que la calidad del aire interior se ve afectada por el número total de personas dentro de la casa, junto a las emisiones naturales producida por el ser humano en actividades de uso diario, estableciendo un parámetro como mejora el acceso de aire ambiente que permita la ventilación dentro del recinto; además resaltan la gran importancia de la aplicabilidad del internet de las cosas en sistemas autónomos e inteligentes para el control de un evento en tiempo real a través de una aplicación gestionada desde la nube.

En estudios preliminares se han evaluado el rendimiento que pueden llegar a tener las narices electrónicas en la detección del cáncer a través del análisis de la respiración exhalada, como es el caso de Scheepers Brandts et al. (2022) en donde realizaron una investigación que consiste en la



revisión sistemática en pacientes con diferentes tipos de cáncer obteniendo como resultado una sensibilidad del 90% y una especificidad del 97%, estos consideran que aunque con estos sistemas se obtienen buenos resultados de clasificación es necesario validar el funcionamiento a través de métodos convencionales que permitan validar el estándar de precisión del diagnóstico obtenido para establecer el nivel de fiabilidad en la detección de enfermedades crónicas. Un estudio desarrollado por la Asociación Americana de Urología en el año 2021 permitió resaltar el gran rendimiento de los sistemas E-Nose para el estudio metabólico de las muestras de aliento en personas con algún índice de enfermedad, para el caso particular del cáncer de próstata estos precisan que sus métodos de detección siguen hasta el día de hoy siendo un gran desafío, pues los resultados que se llegan a obtener de un método invasivo (biopsia) solo pueden llegar a presentar una tasa del 30% al 35% en el primer análisis, esto conlleva a realizar diagnósticos fallidos y el cual en la mayoría de las veces hace que los pacientes se abstengan a someterse a este tipo de procedimientos, generando indirectamente un gran índice de afectación a la población que puede llegar a padecer esta enfermedad, es por esto que el estudio de métodos de diagnóstico no invasivos de manera alternativa resulta ser esencial. Según describe el artículo descrito por (Hart, 2021) menciona que a través del análisis del espacio de cabeza de muestras de orina de pacientes con índices de cáncer de próstata permitió recolectar de manera significativa un gran número de muestras en pacientes aleatorios, además se validaron las muestras de orina con caninos caracterizados por la detección de compuestos orgánicos anormales, el sistema contó con una gran repetibilidad en las muestras en donde a través de las técnicas estadísticas establece el nivel de fiabilidad en cuanto al uso de un sistema u otro.

Un aspecto muy importante dentro del desarrollo de esta investigación exhaustiva de los sistemas de olfato electrónico aplicados para la detección de enfermedades crónicas, se encuentran aquellos trabajos desarrollados para el estudio de pacientes con índices de padecimiento de cáncer de próstata, uno de los estudios más significativos es el realizado por el centro nacional de información de biotecnología desarrollado por Gianluigi et al. (2022) en donde validaron de un prototipo de nariz electrónica para el diagnóstico de cáncer de próstata a través del análisis de la orina, el sistema fue sometido a 174 pacientes, en donde el 50.6% eran personas diagnosticadas con cáncer de próstata y los demás pertenecían a un grupo selectivo de control; como resultado establecieron que el sistema logró una sensibilidad del 85,2% y una especificidad del 79% generando un intervalo de confianza alto del sistema de nariz electrónica para la detección de la enfermedad. Su análisis describe como el uso de estos sistemas permite realizar un diagnóstico muy preciso para personas con cáncer de próstata y el cual permite tener una idea susceptible de



mejoras para una aplicación más robusta en la cual se abarquen un mayor número de pacientes en donde se pueda analizar no solo su orina, sino además permitir el registro del perfil metabólico de cada paciente como medida de detección, el cual permita a través de ensayos clínicos la viabilidad del sistema en próximas aplicaciones de los sistemas de olfato electrónico.

En otro estudio desarrollado por la Asociación Urológica de América según describe (Antti Roine, 2016) evaluaron el nivel de capacidad de una nariz electrónica para la discriminación del cáncer de próstata de la hiperplasia prostática benigna empleando el análisis del espacio de cabeza de una muestra de orina el cual permitió obtener resultados a través de un diagnóstico rápido y no invasivo aplicado clínicamente, lo llamativo de este estudio es que fue aplicado a pacientes ya diagnosticados con complicaciones de próstata previamente tratadas por un profesional en ese campo, los cuales estaban en proceso de operación por el incomodo dolor y demás complicaciones que esto trae. El estudio constaba de 50 personas con cáncer de próstata confirmadas y 24 muestras de pacientes con hiperplasia prostática benigna, las cuales permitieron muestras de orina antes y meses después de haberse realizado el proceso quirúrgico; las muestras recolectadas después de unos meses fueron empleadas para análisis de control, y a través de esto determinar los valores de sensibilidad y especificidad del sistema.

2.2. Marco teórico

A continuación, se presentan las bases teóricas que le dan sustento al trabajo de investigación realizado:

2.2.1. Comparación entre el Sistema de Olfato Electrónico y el Olfato Humano

Para entender el funcionamiento de un sistema de olfato electrónico, primero abordaremos las definiciones asociadas al sistema de olfato humano, dado a que existe gran similitud entre el sistema artificial y el biológico en cuanto a las etapas de sensado y en los procesos efectuados para realizar la validación después de obtener una muestra (volátil). A continuación, se describe brevemente cómo funcionan estos dos sistemas, aplicaciones e importancia como dispositivo suministrador de información olfativa a circuitos de control o al cerebro humano, según corresponda.

2.2.1.1. El Sistema de Olfato Humano.

El sistema de olfato es estimulado por sustancias químicas presentes en el ambiente, posee millones de células receptoras denominadas encimas quimio-receptoras, la sensibilidad y el alcance del sistema olfativo es notable, la percepción de estas sustancias químicas por el sentido del olfato es a lo que se le denomina los olores; estos olores discriminan información sobre los



alimentos y el medio ambiente. Los sistemas de olfato del ser humano están menos desarrollados en comparación a otros sistemas, pero aun así permiten distinguir múltiples olores, incluso si muchos de estos se encuentran a concentraciones muy bajas.

El sistema del olfato está dividido entre la nariz y el cerebro, en donde las moléculas de los aromas se mueven a través de las cavidades nasales hasta el epitelio olfatorio. En esta región de la mucosa nasal contiene desde 10 hasta 20 millones de neuronas olfativas; unas proyecciones espinosas (dendritas) de estas neuronas se conectan a unos receptores de olor específicos para ciertos aromas, entonces cuando una molécula volátil se enlaza con su receptor correctamente, se origina un impulso nervioso que viaja por medio de los axones hasta un solo punto para cada receptor, denominados puntos de convergencia sináptica, permitiendo al cerebro reconocer que tipo de receptor está siendo estimulado (Quicazán S. & Díaz M., 2011). Después de transmitida esta información en varias regiones del cerebro, los mensajes apropiados son enviados simultáneamente a otras partes del cerebro y del cuerpo, con características diferentes por cada receptor olfativo, formando así un patrón de señales eléctricas que el cerebro interpreta y reconoce como un aroma característico y de esta manera activan el lenguaje corporal como las emociones, o acciones de respuesta ante cualquier evento. Ahora es importante resaltar la función que realiza el cerebro al recibir estas señales, ya que gracias al procesamiento de los impulsos eléctricos entrantes se genera una hipótesis de acuerdo a la información de las moléculas aromáticas sensadas, para posteriormente ser codificadas y enviadas al cerebro manteniendo coherencia con varios aspectos de la percepción humana.

2.2.1.2. Concepto sobre Sistema de Olfato Electrónico (SOE).

Debido a la necesidad de los seres humanos en buscar condiciones de vida más seguras y confiables, de desarrollar instrumentos capaces de remplazar al ser humano en ciertos tipos de tareas, surgen dispositivos que emulan los sentidos y son capaces de procesar dicha información mediante acciones de control, uno de estos es el sistema de olfato electrónico. Gardner & Barlett (2006) definen el concepto de sistema de olfato electrónico como un instrumento que comprende una matriz de sensores químicos con sensibilidades solapadas junto a un sistema de reconocimiento de patrones capaz de analizar y reconocer aromas simples y/o complejos. El uso de las narices electrónicas en los últimos años, ha permitido desarrollar instrumentos analíticos que cumplen con el proceso de identificación de aromas similar al del cuerpo humano, logrando así extraer rasgos característicos de los volátiles, ofreciendo una alternativa innovadora y no destructiva al momento de adquirir los datos; de esta manera permiten ser usadas en diferentes



campos aportando viabilidades técnicas y económicas frente a otros procedimientos más rigurosos como lo son la cromatografía de gases o el análisis sensorial (Quicazán S. & Díaz M., 2011).

En la Figura 1 se presenta un sistema de olfato electrónico estándar, caracterizado por tres elementos, el cual está compuesto por un sistema de medición encargado de recolectar y transportar los compuestos volátiles de las muestras hasta una matriz de sensores químicos encargada de transformar la información recibida en señales eléctricas, por otra parte su segundo elemento es el encargado de extraer los rasgos característicos de la muestra analizada, cuantificando y transformando los datos recibidos desde la matriz de sensores, por último su elemento es el encargado de realizar el reconocimiento de patrones característicos e identificar las señales para realizar la clasificación del aroma de las muestras medidas.

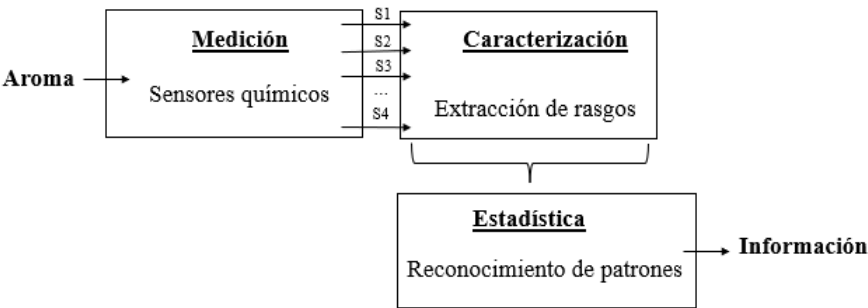


Figura 1 Sistema de olfato electrónico estándar

Nota. Elementos principales de un sistema de nariz electrónica. Reproducida de Conformación típica de un sistema de olfato electrónico, Quicazán, 2011 (<http://www.scielo.org.co/pdf/vitae/v18n2/v18n2a12.pdf>)

2.2.1.3. Caracterización del Sistema de Olfato Biológico y Artificial.

El sistema olfatorio es caracterizado por sus conexiones directas a las estructuras cerebrales implicadas en la memoria y las emociones, de esta manera los sistemas de olfato electrónico simulan la estructura de la nariz humana, dichos sistemas están basados en receptores olfativos no específicos (células y sensores) que generan una señal eléctrica que depende del tipo de volátil detectado; el bulbo olfativo recibe estas señales para posteriormente enviarlas al cerebro a través de los nervios, así como lo hacen las técnicas de pre-procesamiento, estos preparan las señales acortando el volumen de información reduciendo el ruido, y de esta manera permite clasificar e identificar la muestra por medio de un sistema de reconocimiento de patrones. La corteza del cerebro realiza funciones similares a los métodos de reconocimiento de patrones, siendo esta parte la última etapa del proceso olfativo del ser humano, para posteriormente ser identificadas, clasificadas e interpretadas de acuerdo a la memoria de los diferentes aromas aprendidos a lo largo del tiempo. Bajo este concepto, a los sistemas de olfato electrónico se les denomina de este tipo debido a su configuración y funcionamiento permitiendo realizar funciones idénticas a las del



sistema biológico; la principal diferencia dentro de estos dos sistemas radica en la instrumentación química tradicional, basándose en el análisis efectuado por cada instrumento; el sistema de nariz electrónica puede ser considerado como un sistema de muestreo, un sistema de medición y un sistema informático que controla el proceso de medición y permite aplicar técnicas de preprocesamiento de datos y reconocimiento de patrones para la detección e identificación de cualquier compuesto volátil.

2.2.2. Campos de Estudio y Secuencia de Trabajo de los Sistemas E-Nose

En la Figura 2Figura 1 se muestra la secuencia de trabajo empleada para realizar el análisis de los volátiles mediante el sistema de nariz electrónica, este proceso es realizado en tres etapas fundamentales por las que se debe someter la muestra, inicialmente la muestra es adquirida y acondicionada por métodos de extracción de volátiles que permiten el paso del compuesto hacia la matriz de sensores, posteriormente en la siguiente etapa los datos obtenidos por el sistema serán procesados mediante técnicas de preprocesamiento de datos (eliminación de ruido, corrección de errores y derivas) para luego ser procesados mediante aplicaciones de inteligencia artificial (AI), que consta de reconocer patrones característicos, clasificarlos, y finalmente poder generar un resultado característico de acuerdo a las muestras validadas.

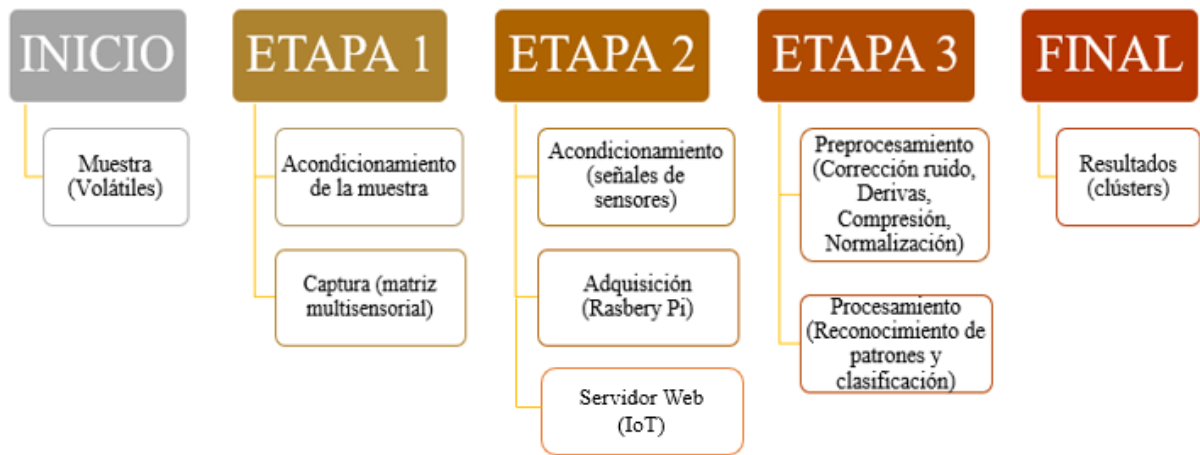


Figura 2 Fases y secuencia de trabajo en un sistema de olfato electrónico

2.2.2.1. Etapa de Muestreo

Esta etapa inicia con el acondicionamiento de la muestra por métodos de extracción de volátiles, en esta etapa es muy importante garantizar que el sistema de muestreo permita adquirir la mayor cantidad de componentes de la muestra, dicho sistema emplea un lugar en donde se aloja la muestra (cámara de concentración de gases), un sistema de control y un sistema encargado de realizar el transporte del gas a través de las mangueras (bomba de aire), mediante las técnicas de



manipulación y suministro de flujo hacia la cámara de medida permite ser acopladas al sistema en función a la aplicación deseada. El suministro de flujo hacia la cámara puede ser directo o indirecto, esto implica realizar el control de variables físicas que influyen en el proceso y de esta manera poder manipular correctamente las muestras, en el primer caso, el suministro de flujo directo conlleva a controlar valores de temperatura, humedad y flujo; para el segundo caso que el suministro es indirecto (tubos tenax, bolsa tendlar) se deben controlar valores solamente de temperatura y realizar una acción de control que impulse la muestra hacia la cámara de sensores, de esta forma se podría suministrar flujo indirecto al sistema. Posteriormente la muestra puede ser manipulada según lo requiera la aplicación, de forma directa o indirecta, debido a que puede ser analizada por la matriz de sensores directamente o a su vez almacenada para adecuar la muestra y posteriormente ser inyectada hacia la misma de forma indirecta. Lo anteriormente mencionado es clave para realizar el diseño del sistema, ya que según sea el suministro y la manipulación de la muestra, influirá en el diseño de la cámara de concentración y en el sistema de control (variables).

2.2.2.2. Etapa de Medición

En esta etapa, el sistema de medición está compuesto por una cámara de sensores de gases que cambia sus propiedades físicas en función al volátil en el que se ve inmerso la capa activa del dispositivo. Generando así respuestas en forma de señales eléctricas dependientes de las concentraciones de sustancias químicas que estén contempladas a medir; dicha respuesta generada es acondicionada para ser visualizada y almacenada en un servidor web adaptado mediante el internet de las cosas, las señales recibidas por la tarjeta de adquisición de datos (Raspberry Pi), almacenan el valor obtenido después de haber sido convertidas en valores discretos mediante la conversión análoga/digital que basadas en la resolución y frecuencia de muestreo permite obtener una cantidad específica de datos que contienen detalladamente el comportamiento de los sensores de gases ante la presencia de uno o varios compuestos volátiles.

2.2.2.3. Etapa de Procesamiento de Datos.

En esta etapa las señales luego de ser adquiridas y almacenadas por el sistema, son tratadas inicialmente por métodos de preprocesamiento de datos, básicamente esto se realiza para obtener un vector de datos descriptivo de cada medida, estos datos pueden ser procesados por técnicas de reconocimiento de patrones, así como lo indica la definición anteriormente presentada en este documento, la finalidad del sistema de olfato electrónico es analizar y clasificar los datos de acuerdo a la implementación de algoritmos de reconocimiento de patrones y de clasificación (estadísticos, redes neuronales, lógica difusa), interpretarlos y efectuar un diagnóstico en base a la información suministrada.



2.2.3. *Aplicación de los Sistemas de Olfato Electrónico en la Medicina*

2.2.3.1. **Historia del Uso de los Aromas como Indicadores de Enfermedad**

A lo largo de la historia los médicos han oído el aliento, Adams (1994) asegura que probablemente el uso de olores humanos inusuales como indicadores de la enfermedad se originó con Hipócrates (400 a.c.), a quien se le es considerado el padre de la medicina, desde esa época reconoció abiertamente que la presencia de enfermedades humanas podrían cambiar el olor de la orina, el aliento, el sudor, los excrementos y de otros fluidos, y así se podía llegar a generar un diagnóstico inicial acerca de la enfermedad. Recientemente un experimento del Instituto Krolinska de Estocolmo, aporta evidencias sobre como las personas emiten malos olores cuando están enfermas, por ejemplo, las personas que llegan a padecer de la fiebre amarilla presentan un olor como a carnicería, las que presentan insuficiencia hepática como pescado crudo y las de la fiebre tifoidea como pan integral fresco; los malos olores existen por alguna razón, afirma Val Curtis de la Escuela de Higiene y Medicina Tropical de Londres, este también menciona que el cerebro cuenta con un sistema que ha evolucionado para hacer que las personas se alejen de cosas que puedan llegar a causarles alguna enfermedad; en este se expresa que las personas enfermas pueden llegar a emitir una clave química (aroma) capaz de advertir a los demás de un posible riesgo de transmisibilidad de la enfermedad o que estos requieren atención de un profesional en el menor tiempo posible. Esto permite que cada vez más los científicos incursionen en la investigación de los aromas emitidos por el ser humano, esto genera interés y es sumamente llamativo en campos de la medicina dado a que, si se logra identificar los olores de enfermedades específicas, se puede oler enfermedades difíciles de detectar en etapas tempranas, como lo son el cáncer o las lesiones cerebrales y de esta manera se optimiza y da fiabilidad a procesos complejos en etapas avanzadas de la enfermedad. Otra definición presentada en este estudio por Curtis. (2018) y en donde asegura que los síntomas presentados por alguna enfermedad son de las cosas más repugnantes que se pueda encontrar, dado a que los seres humanos encuentran en la repugnancia una forma de evitar aquellas cosas que pueden causar algún daño o que no están aptas para ser consumidas; por ende, tiene sentido evolutivo que usemos nuestro sistema olfativo para percibir enfermedades. La causa o por qué una persona enferma puede llegar a emitir un olor distinto al de los demás se debe a que el cuerpo humano emite constantemente sustancias volátiles al aire, estas sustancias están presentes en el aliento, la exudación por los poros, y varían de acuerdo al proceso metabólico, la edad, y el tipo de dieta que este conlleva.



2.2.3.2. Contextualización de los SOE en la Medicina a lo Largo del Tiempo

Los sistemas de olfato electrónico también conocidos bajo el concepto de nariz electrónica, son sistemas con historia relativamente reciente, los orígenes de la nariz electrónica se remontan a los años 60 con la implementación de un sensor de gas para registrar un aroma, aunque mucho después a mediados de los 80 los estudios de investigación de la universidad de Warwick de Gran Bretaña desarrollaron un prototipo que permitía distinguir entre distintos olores, en donde cada sensor respondía de manera diferente a un amplio espectro de moléculas diferentes (Persaud & Dood, 1982). Por otra parte, Stetter & Penrose (2011) mencionan que a través de sensores MOS (sensores semiconductores de óxido metálico) en los años 80 y a través de las investigaciones en este campo se origina el concepto de nariz electrónica como un sistema inteligente para el análisis de compuestos orgánicos volátiles. Aunque en principio el objetivo de las narices electrónicas era reemplazar a los paneles de expertos en la clasificación de aromas, debido a que en su momento eran considerados difíciles de transportar, costosos y en la mayoría de veces subjetivos; dado que pueden ser afectados por agotamiento físico, estado de ánimo, el clima y demás factores externos (Moreno et al. 2016).

Actualmente los sistemas de olfato electrónico son usados en diversos campos en la clasificación y detección de olores, en los que comprende aplicaciones como la agroindustria, el medio ambiente, la seguridad, y la medicina; siendo este último el objeto principal de esta investigación. En el campo de la medicina se han logrado avances significativos en el análisis del mal olor en medicamentos y de la detección de infecciones en el tracto urinario y vaginosis bacteriana (Persaud & Pisanelli, 2006). También se considera un aspecto muy importante de las narices electrónicas la detección de compuestos volátiles orgánicos en la respiración como marcadores del cáncer de pulmón (Mildner-Szkudlarz et al. 2004). Un contexto muy importante y que verdaderamente resalta la utilidad de las narices electrónicas es el diagnóstico de enfermedades respiratorias, son los resultados de investigaciones en todo el mundo para lograr una búsqueda de los marcadores no invasivos de estas enfermedades, esto ha generado un auge en la investigación y en el caso de algunas patologías concretas poder ser trasladadas a la práctica clínica; un ejemplo característico de ello es la medición del óxido nítrico exhalado, ahora en uso en la clínica diaria para el diagnóstico y seguimiento del asma (Valera et al. 2020). Debido a esto la invención de dispositivos capaces de cuantificar y/o diferenciar una amplia variedad de olores de una forma precisa ha permitido ampliar los campos de detección, dado a que los sensores químicos de gas con sensibilidades solapadas al ser expuestos a partículas de compuestos volátiles experimentan



cambios específicos en su resistencia eléctrica permitiendo así identificar características distintas de acuerdo a cada volátil.

Según Valera et al. (2020) en su producto de su investigación mencionan como la técnica empleada de los sistemas E-nose en el campo de la medicina está basada en detectar compuestos orgánicos volátiles (VOCs) presentes en la respiración humana, además describen como mediante el uso avanzado de sistemas de inteligencia artificial (AI) se logra reconocer aromas simples o complejos a partir de las señales obtenidas de la matriz de sensores y en base a esto poder crear una huella olfativa característica de la muestra; este patrón característico permite validar la información con patrones almacenados previamente, basados en este contexto según Valera et al. (2020) la nariz electrónica está siendo actualmente empleada en la identificación de patógenos bacterianos (tanto in vitro como in vivo) que hace referencia a las pruebas o ensayos clínicos realizados en los pacientes dentro de su organismo o fuera de este, además también suelen ser muy usadas para identificar a pacientes con cáncer de pulmón, EPOC y asma.

En relación a lo anterior se han realizado estudios para validar el uso potencial de los sistemas de nariz electrónica, como es el caso de Humphreys et al. (2011) que en su investigación resaltan de forma comparativa los resultados obtenidos de la nariz electrónica y el diagnosticado a partir de la neumonía asociada a la ventilación mecánica invasiva mediante el lavado bronco alveolar, resaltan que el modelo de nariz electrónica trabajado fue capaz de clasificar satisfactoriamente un 83% del total de las muestras recolectadas. Por otra parte esta tecnología es aplicada a la detección de enfermedades crónicas como lo es el cáncer de pulmón, diversos autores han establecido que mediante el uso de la nariz electrónica se pueden comparar los compuestos orgánicos volátiles en el aire exhalado presentes en un número determinado de pacientes, como es el caso que para un total de 14 pacientes diagnosticados con cáncer de pulmón frente a 54 pacientes de control, se obtiene una sensibilidad del 71% y una alta especificidad del 91% logrando así detectar a los pacientes que padecen la enfermedad (Machado et al. 2015). Gracias a estas investigaciones hoy en día se siguen abriendo grandes expectativas para el uso potencial de la nariz electrónica en el diagnóstico de enfermedades en el campo de la medicina, desde enfermedades comunes hasta niveles crónicos y de un alcance de complejidad mayor, su éxito en este campo comprende desde su técnica sencilla, presenta un sistema no invasivo, es de fácil producibilidad, es portátil y no necesita de personal capacitado para su funcionamiento; además de esto se podría decir que la obtención de los resultados es en un tiempo corto a través de herramientas de procesamiento y análisis de resultados inteligentes (redes neuronales) capaces de reconocer de forma rápida y precisa los patrones característicos para cada enfermedad, debido a que es posible mantener en su



mayoría la reproducibilidad de los datos entre dispositivos diferentes y en distintos días de funcionamiento.

2.2.3.3. Alcance de los SOE en la Actualidad y sus Proyecciones con el Tiempo

En este aspecto la demanda de tecnología de nariz electrónica en todo el mundo se ha visto impactada positivamente en el mercado global, según el registro el brote de COVID-19 permitió significativamente el uso de sistemas de esta tecnología para la detección de personas infectadas por enfermedades asociadas a las vías respiratorias, debido a la necesidad de monitorear el entorno sin un contacto físico directo. Uno de estos desarrollos se originó a inicios de la emergencia sanitaria declarada por la OMS en el año 2020, cuando investigadores de la Universidad Estatal de Oregón (USA) presentaron un dispositivo sensorial capaz de percibir la calidad del aire, de detectar amenazas de seguridad y poder diagnosticar enfermedades midiendo la concentración de compuestos orgánicos volátiles en el aliento de un paciente. Unido a esto, los avances tecnológicos disruptivos como la nube, la inteligencia artificial y la utilización del internet de las cosas ha aumentado la producción de las narices electrónicas ya que es una parte importante para el comercio de este producto. Como aspecto importante y el cual es crucial para este tipo de desarrollos, la medicina moderna está llena de retos, uno de ellos es el de poder diagnosticar de forma eficaz enfermedades a través de la detección precoz de la condición de la enfermedad, que permita aplicar tratamientos rápidos y oportunos que conserven la salud de los pacientes y de esta manera poder eliminar el problema presente en la aplicación de procedimientos invasivos.

Como resultado de este crecimiento el uso de tecnologías de narices electrónicas ha trascendido hasta el punto de que algunas empresas que anteriormente se especializaban en desarrollar estos dispositivos para aplicaciones industriales, hayan orientado un cambio relacionado en el énfasis de las actividades del I+D de las organizaciones comerciales en respuesta a las actividades económicas y sociales; aportando significativamente en el descubrimiento de herramientas de diagnóstico y de satisfacer las necesidades biomédicas presentes en el campo de la medicina. En la Figura 3 se muestran las tasas de crecimiento por regiones del uso de la tecnología de narices electrónicas en diversos campos, sectores como el de la salud, el medio ambiente, la agroindustria, áreas de aplicación en automóviles, electrónica de consumo, entre otras. El nivel de demanda está determinando por la cantidad de procesos que adoptan este tipo de tecnologías, que permiten agregar niveles de calidad entre las numerosas aplicaciones en la industria y demás campos.



Figura 3 Mercado de la tecnología de narices electrónicas en el mundo

Nota. Panorama global de los avances de los sistemas de tecnología de narices electrónicas. Reproducido de Mercado de la nariz electrónica, 2021 (<https://www.mordorintelligence.com/es/industry-reports/electronic-nose-market>).

Debido a la alta demanda existente en el mercado los sistemas de nariz electrónica se han vuelto altamente competitivos, los principales actores que influyen en su desarrollo buscan un mayor reconocimiento y presencia geográfica expandiendo sus productos en todas las industrias a usuarios finales; se estima que aquellos proveedores que tienen capacidades de aplicar técnicas de inteligencia artificial (AI) y de emplear redes neuronales artificiales (ANN) lleguen a obtener mayor éxito en cuanto a su posicionamiento en el mercado. En la Tabla 1 se muestran los principales fabricantes de este tipo de tecnología, con desarrollos de estos dispositivos comerciales se ha incentivado la investigación de nuevos sensores y técnicas y a su vez han permitido mejorar los motores de reconocimiento de patrones y clasificación de los datos. Entre los más destacados se encuentra Plasmion GMBH que a mediados del 2021 colaboró con la clínica LMU de Múnich para evaluar una tecnología aplicada en el campo del análisis del aliento, cuyo objetivo principal es identificar moléculas relacionadas con Covid-19 directamente del aliento.

COMPAÑÍA	TIPO DE SENSOR	SISTEMA	APLICACIÓN
Bloodhound Sensors	CP	BH114	Biomédica
Aryballe Technologies	QCM	SPRi	Biomédica, Alimentos
Alpha M.O.S	MOS, CP, SAW, MS y MS-EN (lengua electrónica)	Fox, Centauri	Biomédica
Agilent Technologies	MS	Agilent 4440	Biomédica
Plasmion GmbH	MOS, CP, SAW, MS	SICRIT	Biomédica



COMPAÑIA	TIPO DE SENSOR	SISTEMA	APLICACIÓN
Applied Sensor	4 x MOS, 8 x QCM	VOCseries	Biomédica, Alimentos
	QCM	VOCcheck	Biomédica, Alimentos
Cyrano Sciences Inc.	CP (compuesto)	Cyranose 320	múltiple
Element	MOS	FreshSense	Alimentos
Electronic Sensor Technology	SAW	zNose	Medio ambiente
Lennartz Electronic	QCM, MOS, electrochemical	MosesII	múltiple

Tabla 1 Sistema de olfato electrónico comerciales

Nota. CP conducting polymer, IMCELL ion-mobility, MOS metal-oxide semiconductor, MOSFET metal-oxide semiconductor field-effect transistor, MS mass spectrometry-based, QCM quartz-crystal microbalance, SAW surface accoustic wave

2.2.4. Características de Detección y Diagnóstico del Cáncer de Próstata

El cáncer de próstata corresponde a una neoplasia maligna que se presenta en un gran grupo de pacientes hombres, esta enfermedad alrededor del mundo afecta a personas con complicaciones en la próstata que a medida que avanza su condición pueden llegar a padecer esta enfermedad. En una publicación reciente Leslie et al. (2022) del centro nacional de información en biotecnología de USA, mencionan que los principales métodos de diagnóstico de esta enfermedad están constituidos por la prueba del antígeno prostático específico (PSA), resonancias magnéticas y a través de métodos invasivos como lo son las biopsias de tejido prostático, estos métodos provocan un poco de incomodidad a los pacientes, dado que a través de su modo de aplicación hacen que los pacientes padezcan de dolor fuerte y presenten hemorragias después de que sean sometidos a la toma de muestras. En la Figura 4 se muestra un diagrama del cuerpo humano en donde se muestra la localización de la próstata, esta enfermedad se caracteriza debido a que las células del cuerpo comienzan a dispersarse por todo el organismo sin control, esta se ubica debajo de la vejiga y delante del recto.

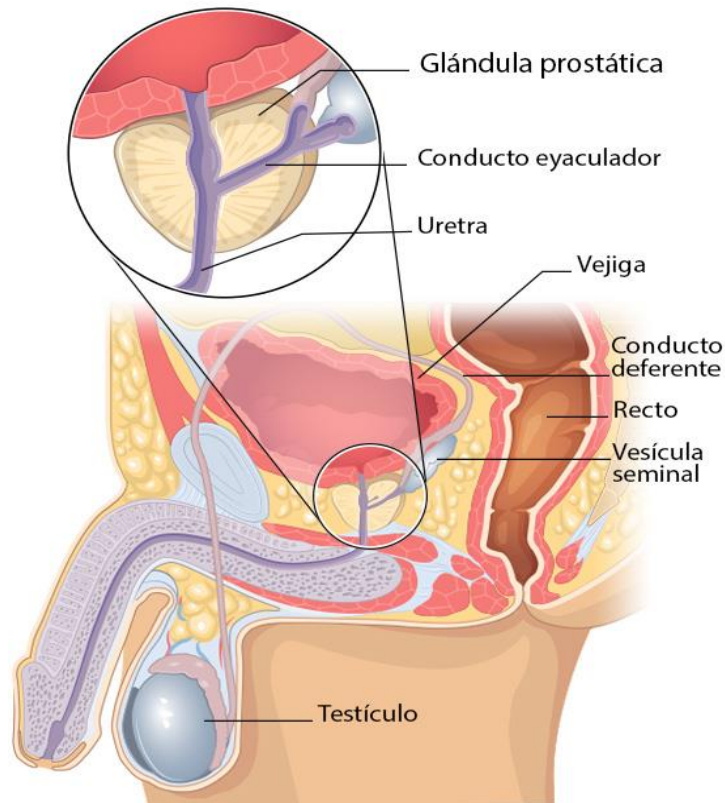


Figura 4 Diagrama de Localización de la Próstata en los pacientes

Nota. Diagrama de localización de la próstata en el cuerpo humano afectaciones y principales partes que conforman el objeto de investigación. Reproducido de centros para el control y la prevención de enfermedades crónicas.

Esta enfermedad incide a medida que los hombres envejecen, esto produce que la próstata cambie de tamaño y provoque que la uretra se angoste y disminuya el nivel de orina, a esto se le conoce comúnmente como hiperplasia prostática benigna y el cual es una de las condiciones iniciales para que la persona llegue a tener índice de padecer cáncer de próstata. En su inicio el desarrollo de esta enfermedad crece lentamente y no suele causar síntomas, es hasta edades avanzadas donde esta patología se vuelve verdaderamente dolorosa, según los autores las personas con alto índice de obesidad, hipertensión, falta de ejercicio y malos hábitos de vida saludable hace que aumenten las posibilidades de desarrollar esta enfermedad; las pruebas de detección están basadas en la determinación de niveles séricos de antígeno protático específico (PSA) y un examen de ultrasonido transrectal para el diagnóstico esta patología.

En este campo de la medicina como en muchos otros más existen los falsos positivos, es decir, debido a las pocas técnicas aplicadas para la detección oportuna de estas enfermedades crónicas se generan una serie de limitaciones debido a la poca información que pueden llegar a presentar el uso de alguno de estos dos métodos, de esta manera no se logra realizar una discriminación precisa



entre tumores malignos o benignos, para el caso del antígeno prostático este posee una alta sensibilidad (95%) pero una especificidad del (5%), caso contrario sucede con el tacto rectal que posee una baja sensibilidad (55%) y una alta especificidad (91%) generando biopsias por falsos positivos. Algunos estudios de investigaciones recientes han optado por la identificación de biomarcadores que permitan establecer una huella característica de la enfermedad facilitando el diagnóstico precoz y del seguimiento de riesgo de los pacientes con índices de cáncer de próstata.

2.2.5. *Compuestos Orgánicos Volátiles (VOCs)*

Los sistemas de olfato electrónico se basan en el estudio de las concentraciones de compuestos orgánicos volátiles presentes en una muestra, en el área de la medicina se tratan los volátiles generados por el cuerpo humano debido a la presencia de una enfermedad particular o alguna condición fisiológica anormal presente en el organismo de un individuo, los VOCs son sustancias químicas introducidas en un organismo (exógena) o por sustancias producidas dentro del cuerpo (endógena), estos pueden ser detectados y medidos por medio de la sangre, los fluidos corporales y el aliento exhalado. El uso de tecnologías para la detección de volátiles resulta de gran utilidad en el diagnóstico de enfermedades ya que se puede medir el progreso de la enfermedad, además permite evaluar el efecto de tratamientos para una enfermedad en específico y a través de esto poder establecer un indicador de riesgo o la susceptibilidad a largo plazo de la evolución de la misma, basados en esta idea se puede establecer si ya existe una enfermedad que cumpla como patrón característico de VOCs para el diagnóstico. De acuerdo a diferentes investigadores en este campo se establece como un patrón característico de enfermedad aquellas fuentes externas de compuestos orgánicos volátiles que pueden ser responsables de forma parcial o totalmente de causar o inducir el desarrollo de enfermedades en el cuerpo; por otra parte, otro concepto que se genera es que a través de sustancias químicas endógenas, metabolitos de compuestos orgánicos volátiles anormales producidos como resultado del proceso de la enfermedad (patogénesis), y de esta manera genera un indicador de una enfermedad en algún lugar dentro del organismo.

2.2.5.1. **Compuestos Orgánicos Volátiles en el Cuerpo Humano**

Los VOCs incluyen una variedad de sustancias químicas, algunas de estas pueden tener efectos adversos en la salud de los seres humanos a corto y a largo plazo; es investigaciones preliminares se considera importante relacionar los metabolitos volátiles y los procesos bioquímicos asociados con la patogénesis (procesos de enfermedad) derivados de la respiración humana, considerados en el resultado de procesos fisiológicos “normales” y distinguirlos de los volátiles “anormales” derivados de un proceso presente por alguna enfermedad (Marco & Gutierrez-Galvez, 2012).



Phillips et al. (2013) concluyeron que en el aliento exhalado se pueden identificar más de 2000 VOCs considerados normales, pero en algunos casos estos compuestos volátiles pueden indicar alguna enfermedad dentro del organismo, otros agregan que en condiciones normales el ser humano en su aliento puede contener gas exógenos atmosféricos no modificados, entre los cuales se puede encontrar principalmente Nitrógeno (75% en volumen), Oxígeno (aproximadamente 13%), Dióxido de Carbono (aproximadamente 5%), vapor de agua (aproximadamente 6% en saturación) y VOCs 1%, producidos por el cuerpo (endógenos) comunes incluyen etanol (112 ppb), amoníaco (883 ppb), acetona (447 ppb), metanol (461 ppb), propanol (112 ppb), acetaldehído (22 ppb), e isopreno (106 ppb) (Turner et al. 2006). Las diferentes clases de compuestos orgánicos volátiles presentan muchas propiedades fisicoquímicas diferentes, sus características determinan los mejores o más apropiados métodos de detección e identificación, usando técnicas de química analítica o a través de mezclas complejas en la respiración humana identificadas como patrón de un aroma colectivo, a menudo referidos como perfiles de aliento.

2.2.5.2. Compuestos Orgánicos Volátiles Relacionados con Enfermedades

Según Alphus & Wilson (2015) muchas de las enfermedades que surgen en el cuerpo humano derivan de efectos genéticos como trastornos metabólicos, cada mecanismo causante de enfermedades genera y libera en el cuerpo diferentes tipos de sustancias químicas que son características particulares de la enfermedad y de los microbios específicos involucrados, estos patógenos también liberan combinaciones únicas de biomarcadores de metabolitos volátiles en el cuerpo, que se convierten en patrón detectable de la enfermedad asociada con agentes causantes bióticos. En su mayoría las enfermedades afectan solo a ciertos órganos o sistemas en el cuerpo, lo que indica que esta especificidad de los efectos de la enfermedad en ciertos órganos determina en gran parte los tipos de sustancias químicas que son producidas como resultado de los procesos bioquímicos especializados en los órganos involucrados. Los resultados anormales producidos por los diferentes tipos de enfermedades resultan en la producción y liberación de productos químicos en los tejidos afectados, para cualquier caso independientemente donde esté la zona afectada estas sustancias químicas harán paso a través del sistema circulatorio y finalmente intercambiadas por medio del sistema respiratorio en cada exhalación.

Por consiguiente los resultados obtenidos a través de la exhalación proporcionan pistas bioquímicas útiles para el análisis de estos compuestos, estas sustancias son generadas constantemente dentro del organismo y por el cual permite que la salud de un ser humano pueda llegar a medirse y monitorearse de manera continua, permitiendo identificar los cambios en el estado saludable del cuerpo basados en la ausencia o presencia de compuestos específicos que son



asociados a través de investigaciones preliminares con un indicador de alguna enfermedad específica. Posterior a este proceso se monitorea la respiración de los pacientes después de haberse aplicado un tratamiento y gracias a ello poder establecer un indicador de efectividad ante el proceso realizado de las condiciones de salubridad y medianamente esto poder establecer un indicador de pronósticos en un futuro cercano. Phillips et al. (2003) resaltan la gran importancia del uso de los sistemas de olfato electrónico acoplados a la detección de los compuestos orgánicos volátiles en el campo de la investigación y el análisis de la respiración para el diagnóstico de enfermedades, mencionan que casi no hay VOCs únicos para una enfermedad en específico, de esta manera cuando en el proceso de detección se evidencia cierta cantidad anormal de un compuesto permite al personal de salud encargado realizar una revisión exhausta para deducir las posibles causas; en la Tabla 2 se muestran algunos ejemplos de VOCs en campos de investigación con el mayor potencial para diferenciar muestras de aliento en pacientes diagnosticados con una enfermedad y el cual están sujetos a control, los sistemas de olfato electrónico trabajados dentro de la investigación son sensibles a una gama de compuestos, estos permiten reconocer a través de un patrón característico el indicador de una enfermedad.



Enfermedad	VOCs
Cáncer de pulmón	Acetona, acetonitrilo, 2-3-dimetilbutano, hexano, limoneno, pentano Isobutano, metanol, etanol, isopreno, benceno, tolueno Estireno, decano, isopreno, undecano, hexanol, heptanal
Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)	Isopreno, ácido acético, benzaldehído, benceno, nonadecano, tolueno, limoneno, 2-etil-1-hexanol, nonanal, mentona, mentol, decanal, decano, 6-etil-2-metil-decano, butilhidroxitolueno, 2-propanol
Cáncer colon rectal	Etanol, acetona, acetato de etilo, 4-metil octano, P-cresol, 1H-indol y 3(4H)-dibenzofuranona, Ciclohexanona, 2,21-dimetildecano, etilanilina, ciclo-octilmetanol, Nonanal, 4-metil-2-pentanona, decanal, ciclohexano, 1,3-dimetilbenceno
Cirrosis hepática	Metanol, 2-butanona, 2-pentanona, C8-kentona, compuesto de sulfóxido, 3-metilbutanal, ácido propiónico, octano, terpeno, 3-careno, 1-hexadecanol, acetona, estireno, sulfuro de dimetilo, dimetilsilano, fenol, tetradecano
Enfermedad crónica del hígado	Amoníaco, Isopreno, disulfuro de carbono, sulfuro de dimetilo, pentano, etano, acetona

Tabla 2 *Compuestos orgánicos volátiles relacionados a enfermedades específicas*

2.2.5.3. Diagnóstico del Cáncer mediante el Análisis de los VOCs

El diagnóstico de enfermedades como la del cáncer o de cualquier enfermedad en específico es posible a través del análisis y el monitoreo de los compuestos orgánicos volátiles, aunque es conveniente resaltar que para todos los individuos los VOCs emitidos por su organismo son distintos entre cada uno de ellos, debido a factores incontrolables entre los cuales se pueden destacar la dieta, el género, el estilo de vida, la edad, el estado fisiológico y genético de las personas, entre otras. Para comprender a fondo sobre este concepto y conocer desde donde radica esta práctica en necesario retomar datos históricos los cuales indican que desde los antiguos egipcios ya se empleaban técnicas similares en la detección de olores para realizar el diagnóstico



de algunas enfermedades, en hechos un poco más recientes Williams & Pembroke (1989) propusieron por primera vez la idea que a través del análisis de los VOCs se podía llegar a detectar el cáncer, aunque en principio suene fuera de contexto y poco científico esta idea resurgió al tratar una paciente de 44 años que presentaba una melanoma maligna en su extremidad superior izquierda, la paciente notó que su mascota (perro) olía con constancia su brazo izquierdo y no le llamaba la atención la otra extremidad, lo cual para ella era muy extraño, pues gracias a esto se le diagnosticó a la paciente que en su brazo izquierdo tenía una lesión invasora (cáncer), de ahí surgió la idea de utilizar a los perros en la detección de ciertos compuestos anormales y gracias al comportamiento del mismo emplear un tratamiento oportuno y de esta manera poder salvar vidas. Como es de suponerse, el uso de animales dentro del área clínica para efectuar el diagnóstico de enfermedades resulta con una serie de cuestionamientos éticos, de esta manera desde los sistemas de olfato electrónico se estima emular este comportamiento agregándole capacidades tecnológicas que garanticen una mayor efectividad y confiabilidad al paciente para someterse al tratamiento correspondiente y de esta manera a través de la huella química característica de la enfermedad llegar a distinguir entre los estados de la enfermedad y sus posibles efectos dentro del organismo.

2.2.6. Métodos para la Detección de VOCs en el Diagnóstico de Enfermedades

En la actualidad los métodos aplicados para la detección y el diagnóstico de enfermedades a través del análisis del aliento han venido creciendo considerablemente debido al interés generado producto de las investigaciones desarrolladas en todo el mundo, esto ha permitido emplear métodos de diagnóstico estandarizados para aplicaciones médicas empleando dispositivos como los de sistemas de olfato electrónico que detectan sustancias complejas de volátiles anormales en la respiración de los pacientes; gracias a estas investigaciones se han facilitado los procesos de identificación y validación de nuevas mezclas de biomarcadores respiratorios, que son considerados patrones específicos de la presencia de alguna enfermedad en el cuerpo. En contraste con lo anterior según Wang & Sahay (2009) los métodos analíticos tradicionales usados para la detección e identificación de VOCs actualmente basados en estudios metabólicos son: la cromatografía de gases-espectroscopía de masas (GC-MS), resonancia magnética nuclear (RMN) y espectroscopía infrarroja (IR), espectroscopía de filtración de cavidad (CALOS), espectroscopía fotoacústica (PAS), además de otros nuevos métodos analíticos como la reacción de transferencia de protones MS (PTRMS), espectroscopía de anillo de cavidad (CRDS), espectrometría de masas de tubos de flujo iónico (SIFT-MS) y técnicas espectroscópicas láser de alta sensibilidad, incluido el láser de diodo sintonizable espectroscopía de absorción (TDLAS), espectroscopía de salida de



cavidad integrada (ICOS), espectroscopía de absorción mejorada de cavidad (CEAS), espectroscopia fotoacústica mejorada con cuarzo (QEPAS) y la espectroscopía de absorción potenciada por cavidad de peine de frecuencia óptica (OFC-CEAS), en su trabajo de investigación también resaltan que estos métodos analíticos requieren de personal cualificado para su aplicación, necesitan equipos especiales para realizar las pruebas, todo el proceso de recolección y análisis conlleva tiempo, todo esto generando un alto costo de aplicación y de funcionamiento.

De esta manera los sistemas de olfato electrónico tienen una excelente incidencia ante estas limitaciones, es cierto que gracias a estos procesos se permite identificar compuestos individuales en las mezclas de metabolitos de aliento y en base a este diagnóstico se pueden detectar enfermedades con un alto grado de efectividad, pero frente a los sistemas de olfato electrónico no le es posible identificar mezclas de aliento complejas; es por ello que mediante el uso de esta tecnología de narices electrónicas se obtienen procesos más sencillos y fáciles de usar, los tiempos de aplicación son muchos más cortos, y el costo de aplicación es relativamente bajo en comparación a las demás tecnologías en el diagnóstico de enfermedades. Wilson & Baietto (2009) describen que hasta ahora solo era posible diagnosticar la mayoría de las condiciones patológicas realizando análisis químicos de muestras humanas como el aliento, la orina, el sudor, la sangre u otros fluidos corporales, pero ahora con la tecnología de los sistemas de olfato electrónico aplicados han establecido un desafío importante en el campo de la medicina moderna en lograr diagnósticos efectivos de enfermedades a través de detecciones tempranas que faciliten considerablemente los tratamientos, evitar los procesos invasivos incómodos y de esta manera mejorar en gran parte este importante campo de la medicina. El análisis de metabolitos microbianos se reconoció por primera vez cuando Roscioni & De Ritis (1968) consideraron teóricamente posible el potencial de diagnóstico en la identificación de patógenos de las especies microbianas las cuales producían una amplia gama de VOCs, los analizadores químicos tradicionales de volátiles como la cromatografía de gases y espectroscopía de masas (GC-MS), siempre se han caracterizado por ser técnicas muy costosas y por presentar un largo tiempo en el diagnóstico. Debido a la diferencia existente entre los aromas de tejidos humanos enfermos con los de sujetos sanos ha proporcionado técnicas de diagnóstico para la patogénesis humana y otras condiciones de salud anormales; este hecho fue propiciado según Pickel et al. (2004) por estudios que emplean las habilidades olfativas agudas de perros entrenados cuyo sentido del olfato es un millón de veces mayor al de los seres humanos, estos sistemas poseen la capacidad de detectar una gran variedad de enfermedades diferentes en su composición, incluidos los melanomas, el cáncer de pulmón, vejiga, de mama, entre otros.



Según la misma idea, Bailey et al. (2008) en su estudio de investigación describen que a través de las aplicaciones que poseen los sistemas de olfato electrónico en el campo de la medicina ha incrementado la capacidad de monitorizar metabolitos microbianos liberados por heridas superficiales, el de poder detectar volátiles asociados a infecciones de las vías respiratorias, también analizar la alteración de los compuestos volátiles en la respiración humana como la diabetes, en diferentes tipos de cáncer, entre otras.

2.2.7. Principales Tecnologías Aplicadas (Sensores) para la Detección de VOCs

La tecnología de sistemas de olfato electrónico se fundamenta en la implementación de una matriz de sensores de gases capaz de percibir los VOCs presentes en el aliento, el análisis de esta mezcla compleja de volátiles permite generar patrones digitales que a través de sus características de datos específicos pueden ser correlacionados con la presencia de enfermedades específicas. En campos de investigación se ha profundizado en el uso de estos sistemas mediante la aplicación de diferentes tecnologías (sensores), estos resultados de investigaciones han permitido en todo el mundo detectar la presencia de enfermedades en el cuerpo humano a través del uso de métodos convencionales e innovadores. Los sistemas de olfato electrónico tienen un alto grado de confiabilidad en la actualidad, claramente después de haber sido validados en su efectividad en poder detectar enfermedades específicas producto del análisis de la respiración, a su vez en el de poder distinguir entre diferentes enfermedades detectadas en base a las diferencias en los patrones de la huella de aliento resultante de las variaciones de los compuestos volátiles encontrados en las muestras de aliento de cada paciente. En la Tabla 3 se presentan algunos resultados de investigaciones en las cuales se han empleado tecnologías de sistemas de olfato electrónico (SOE) en distintos centros de investigación a lo largo del mundo centradas en detectar enfermedades pulmonares específicas del aliento, cardíacas, el síndrome de estrés respiratorio agudo (SDRA), asma, cáncer, enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), endocarditis, mesotelioma pleural maligno (MPM), tuberculosis pulmonar (TB), neumonía, entre otras.



Enfermedad detectada	Localización del estudio	Tipo SOE / N° sensores
Asma	Academic MC Amsterdam, Haga Teaching Hospital, The Hague; Albert Schweitzer Hospital, Dordrech, the Netherlands, University of New South Wales, Sydney, Australia (2016)	PC 32
EPOC-Cáncer	Leiden University MC, Leiden, the Netherlands (2018)	PC 32
Neumonía	Dept. of Anesthesia, University of Pennsylvania, Philadelphia, PA, USA (2019)	Biosensor (Experimental)
Tuberculosis pulmonar	Homerton University Hospital, London, UK; Hinduja Hospital, Mumbai, India	SOA 1
	Cranfield University, Silsoe, Bedfordshire, UK (2020)	PC 14
Neumonía asociada al ventilador (NAV)	University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania, USA	PC32
Endocarditis (infecciosa)	Osaka University, Osaka, Japan. (2017)	MOS 6
EPOC	Universidad de Pamplona, Colombia (2018)	MOS 6
Cáncer	Cleveland Clinic, Ohio, USA (2021)	CM 36, PC 32

Tabla 3 Principales usos de los SOE en centros de investigación

Nota. Estudios que implementan SOE para compuestos volátiles como indicadores de enfermedad en el aliento humano, aire exhalado condensado, bronquios o aire alveolar.

Como se puede observar en la tabla anterior, las investigaciones en su mayoría fueron realizadas con sensores polímeros conductores (PC) que emplean una gran cantidad de sensores en la matriz, debido a que poseen excelentes características para estos tipos de aplicaciones, por otra parte, el uso de matrices con sensores MOS conlleva un mayor consumo de energía, la función de estos sensores químicos o de gases dentro de un sistema de olfato electrónico es representar mediante una magnitud física (conductancia, resistencia, entre otras) una señal capturada mediante un sistema de adquisición que permite reflejar en menor o mayor proporción la exposición a una sustancia determinada. En la Tabla 4 se muestran las principales características de los dispositivos de olfato electrónico utilizados en ensayos clínicos experimentales productos de investigación, para aplicaciones biomédicas y de medicina se implementan matrices de sensores de tipo PC, NPO,



SOA y sensores ópticos ya que son probablemente los más adecuados en estos importantes campos de investigación; gracias a estas tecnologías cada vez se puede abarcar más una amplia gama de VOCs, representando características optimas de sensibilidad y precisión, tiempos de respuesta y de recuperación relativamente cortos, dispositivos portátiles y de gran demanda en el mercado, generando así nuevos desarrollos de biosensores para este tipo de aplicaciones que seguramente proporcionen una amplia área de estudio científico que permitan desarrollar nuevos métodos de diagnóstico más eficientes.

Sensor	Características
PC	Bajo consumo Buena sensibilidad Alta precisión Alta sensibilidad a la humedad Vida útil relativamente baja
SOA	Buena sensibilidad Falta de algoritmos para reconociendo de patrones
NPO	Alta sensibilidad Alta sensibilidad a la humedad Alto costo
MOS	Alta vida útil Buena sensibilidad a ciertos componentes Operación a temperaturas altas Mayor demanda de potencia Sensibles a la humedad Problemas de compatibilidad y uniformidad

Tabla 4 Características de los sensores implementado en un SOE

Nota. Diferentes tecnologías aplicadas de sensores de gases en los sistemas de olfato electrónico y sus principales características de funcionamiento.

2.2.8. Tipos de Sensores Bioquímicos o de Gases Empleados en los SOE

En esta sección se aborda las diferentes tecnologías aplicadas al sistema de detección, es en esta etapa donde los compuestos volátiles obtenidos a través de la cámara de muestras se registran mediante una matriz de sensores de gases, estos cumplen la función empleada por un espectrómetro de masas en la tecnología tradicional de análisis de compuestos, es importante destacar que para cualquiera de los dos casos la muestra empleada requiere de un proceso de preparación antes de realizar el proceso de detección y registro. Para este caso se describe la electrónica sensorial acoplada en una matriz de señores, dado a que es objeto de la investigación,



los sensores están ubicados principalmente en una cámara aislados debidamente de posibles contaminantes que puedan afectar la lectura de las magnitudes físicas de los mismos, además se debe mantener una presión y temperatura adecuada dentro de la cámara puesto a que son parámetros importantes y de estricto cumplimiento en función a los diferentes tipos de sensor empleados, además de esto se debe garantizar un rango suficiente entre los tiempos de las medidas que permita que los sensores recuperen su línea base y que el aire en la cámara sea renovado.

Moreno et al. (2009) mencionan que producto de investigaciones realizadas en el campo de los sistemas de olfato electrónico se ha demostrado que la sensibilidad de un sensor no es tan alta ante determinadas muestras de volátiles específicas analizadas, de esta manera un sensor posee la capacidad de responder a muchas muestras y por su parte un grupo de sensores son capaces de responder a esta misma muestra. Una matriz de sensores se logra obtener una respuesta que reúne las interacciones realizadas por todas las moléculas volátiles y como resultado de esto puede ser interpretado como una huella digital característica del aroma del compuesto analizado. Producto de las combinaciones de diferentes tipos de sensores químicos se contempla un solapamiento respectivo en la detección, y gracias a ello se registra con más alta calidad la concentración de volátiles posibles en comparación a las producidas en un grupo de sensores más simples.

Según la IUPAC (Internacional Union of Pure and Applied Chemistry) los sensores químicos son clasificados de acuerdo al mecanismo de transducción como dispositivos electroquímicos, eléctricos, ópticos, magnéticos, sensibles a la masa, termométricos y radiométricos, debido al tipo de medición empleada pueden ser clasificados en dos grandes grupos, como directos o simples y los indirectos o complejos. En la Tabla 5 muestra más a detalle esta clasificación considerando los tipos que reaccionan químicamente y físicamente ante una sustancia, estos sensores son los más comunes en aplicaciones de sistemas de olfato electrónico. Es importante distinguir abiertamente el funcionamiento de los sensores dentro de estos dos grandes grupos, por su parte los directos emplean fenómenos de reacciones químicas que alteran directamente una característica de medida eléctrica (resistencia, tensión, corriente, capacitancia); este grupo requiere de una señal eléctrica acondicionada, pero a diferencia de los demás no es necesario emplear un transductor. Por otra parte, los sensores complejos requieren un elemento de transducción para obtener la señal eléctrica empleada en las demás etapas electrónicas, estos dispositivos infieren fenómenos que incluyen cambios en la forma física, en su frecuencia, modulación, cambios de temperatura y en algunos casos cambios de masa, como factor importante y el cual influye dentro de la efectividad del dispositivo se encuentra que los sensores que reaccionan químicamente se ven afectados



considerablemente cuando el proceso de reversibilidad es incompleto y además se presenta inestabilidad en la medida cuando existe un agotamiento en su capa sensitiva.

Grupo	Tipo de Reacción	Principio	Medición	Tipo De Sensor
Directos	Físicos	Conductométrico	Conductancia	Químico Resistivo-(CP) ^a
		Capacitivo	Capacitancia	Químico Capacitivo-Polímero
		Amperimetría	Corriente	Gas Tóxico-Electrocatalítico
	Químicos	Conductométrico	Conductancia	Químico Resistivo-MOS ^b
		Potenciométrico	Voltaje/e.m.f.	Químico Diodo-Diodo Schottky
			I-V/C-V	Químico Transistor-MOSFET ^c
Complejos	Físicos	Gravimétrico	Piezoelectricidad	Químico sensible a masa – (QCM ^d -SAW ^e)
		Óptico	Intensidad/Espectro	Químico de fibra óptica Fluorescencia, quimioluminiscencia
	Químicos	Calorimétrico	Temperatura	Químico Térmico-Termistor, Termopar
		Amperimetría, térmico, óptico.	Corriente, temperatura, intensidad de luz.	Biosensores ^f

Tabla 5 Clasificación de los tipos de sensores químicos de olor

Nota. Tabla reproducida de Clasificación de Sensores Químicos de Olor. ^aCP- Polímero Conductor, ^sensores óxido metálicos, ^sensor Transistor de Efecto de Campo basado en estructura MOS, ^sensor de micro balanza de cuarzo, ^sensor de Onda Acústica Superficial, ^los biosensores pueden ser: organismos, tejidos, células, membranas, enzimas, anticuerpos entre otros.

Producto de investigaciones actuales en la invención y el desarrollo de sensores de gases se ha enfocado principalmente en emplear materiales sensibles con una alta selectividad bioquímica adaptados a un patrón de reconocimiento y de análisis de multicomponentes, es por esto que en los últimos años se ha desarrollado una tecnología nueva basada en sensores microelectromecánicos (MEMS) que ha permitido miniaturizar diferentes tipos de sensores y de esta manera poder ser aplicados en diseños menos robustos y con respuestas mucho más eficientes.



2.2.8.1. Sensores Electroquímicos

Estos tipos de sensores son caracterizados por ser muy sensibles ante concentraciones de oxígeno y de algunos gases tóxicos como el monóxido de carbono (CO), el sulfuro de hidrógeno (H₂S), cloro (Cl₂), óxidos de nitrógeno (NO, NO₂), entre otros. Están conformados por dos electrodos divididos por una capa de electrolitos (en estado líquido, sólido o en forma de gel), durante su funcionamiento un voltaje de polarización es aplicado a los electrodos y cuando el gas penetra en el sensor se presenta una reacción de reducción-oxidación y de esta manera se genera una corriente eléctrica proporcional a la concentración del gas. Escalona et al. (2016) mencionan que el uso de los sensores electroquímicos es versátil, debido a que son dispositivos compactos, en su funcionamiento requieren de muy poca energía, presentan una alta linealidad y repetitividad, y generalmente presentan una larga vida útil de funcionamiento.

2.2.8.2. Sensores de Conductividad Térmica

Según Escalona et al. (2016) describen estos tipos de sensores de que al menos poseen dos filamentos con propiedades conductoras y térmicas (termistores) formando parte de un “Puente de Wheatstone”, algo característico de estos es que cada filamento está ubicado en una única célula y el conjunto de estos está definido a un cierto valor de temperatura. Para el caso de la célula de referencia se encuentra una cantidad determinada de un gas estándar (aire), la célula de medida penetra el gas a detectar y su conductividad térmica es diferente a la del gas de referencia, esto hace que la temperatura del filamento se altere y por consiguiente exista un desequilibrio en la configuración del circuito.

2.2.8.3. Sensores por Semiconductor de Óxido Metálico (MOS)

Estos sensores son comúnmente usados en distintas aplicaciones de detecciones de gases, están fabricados con materiales semiconductores y operan a través de la propiedad de adsorción de gas en la superficie de un óxido calentado, su proceso es muy similar al utilizado en la manufactura de la elaboración de “chips” (Chou, 1999). Según se describe el autor el funcionamiento de los sensores de gas tipo MOS llevan a cabo la adsorción de la muestra de gas en la superficie del óxido, después de eso sigue a una capa de oxidación catalítica, y de esta manera efectúa un cambio en su resistencia eléctrica del material oxidado en relación con la concentración del gas.

2.2.8.4. Sensores de Gas Catalíticos

A este tipo de sensores también se les conoce con el nombre de pellistores, su funcionamiento está basado en la oxidación del gas vía catalítica, por lo general son los más asequibles en el mercado, según Escalona et al (2016) los sensores catalíticos están formados por un filamento de platino calentado eléctricamente, cuando una mezcla de aire y gas entran en contacto con la superficie



caliente del catalizador se genera una combustión que aumenta la temperatura del pellistor por lo cual su resistencia se ve alterada y este valor es registrado a través de una configuración circuital denominada “Puente de Wheatstone”, el cambio en su resistencia está directamente ligado a la concentración de gas presente.

2.2.9. Sensores de Gas Tipo MOS Desarrollados Mediante la Tecnología MEMS

Los sensores de gas tipo MOS son usados en diversos campos en la detección de volátiles, estos funcionan a través de una película sensible al gas que está compuesta de óxido de estaño, esta reacciona y permite la activación del dispositivo cuando hay presente cierta cantidad de concentración de volátiles en una muestra determinada. Comúnmente estos sensores de gas son reconocidos por su eficiencia ya que pueden operar en distintos ambientes, para este tipo de sensor la reacción química ocurre en el momento en que el gas entra en contacto con la capa sensitiva, esto provoca que sus características eléctricas se vean alteradas y de esta manera se pueda registrar esta variación conforme a la presencia del volátil, un aspecto importante para este tipo de sensores de dióxido de estaño es que su sensibilidad ante un número determinado de gases varía de acuerdo a la temperatura. El uso de estos sensores en el desarrollo de narices electrónicas mediante la tecnología MEMS permite obtener dispositivos de pequeñas dimensiones, capaces de comunicar, actuar y medir cambios dentro de un ambiente controlado, también ofrece la ventaja de reducir la capacidad de consumo de energía considerablemente, presentan una alta precisión y biocompatibilidad, sus desarrollos permiten obtener una mayor funcionalidad, poseen una mayor potencia y los tiempos de respuesta son relativamente cortos.

Según describe Butler (2005) los sistemas basados en micro tecnologías son esenciales en el campo de la medicina y de la bioquímica, dado a que las tecnologías de sensores MEMS permiten crear técnicas de aplicación dentro de este campo menos invasivas en comparación a las actuales, más económicas y con un tiempo de diagnóstico menor; usualmente se ha empleado el uso de estas tecnologías en el diagnóstico in vitro, mediante el análisis y la monitorización de enfermedades a través del análisis de los VOCs.

2.2.9.1. Sensor de Gas CCS801

El CCS801 es un sensor multi-gas tipo MOX se caracteriza por presentar una mínima potencia para el control del aire, está construido bajo la tecnología de microplacas la cual le permite tener un tiempo de respuesta relativamente corto gracias a la capacidad que posee para calentar el material de detección basado en semiconductores, este tipo de sensor es ideal para controlar la calidad del aire en ambientes cerrados, además puede percibir las concentraciones de monóxido



de carbono (CO) y de una amplia gama de compuestos orgánicos volátiles como el etanol, su principal aplicación esta designada en la detección de VOCs originarios del aliento de los humanos. El principio de funcionamiento para este sensor de gas es a través del suministro de una tensión de alimentación al micro-calentador integrado para establecer así la temperatura deseada, es así como la concentración de gas puede correlacionarse con la variación de la resistencia de la capa de detección de MOS. Para realizar la respectiva validación del funcionamiento del dispositivo corresponde revisar el rendimiento del sensor ante la presencia de los VOCs, para este caso se detalla la sensibilidad que se define mediante la relación de la resistencia del sensor en aire limpio (R_a) sobre el valor de resistencia del sensor a un gas específico a una humedad determinada del 50% y una temperatura ambiente, la sensibilidad del sensor en respuesta a la presencia de un VOC en modo de potencia constante, que comprende la relación de la resistencia del sensor (R_s), la resistencia de carga en serie (R_l) y el voltaje del ADC, el sensor puede funcionar de acuerdo sea el control del voltaje de calentamiento, es aconsejable que se trabaje en modo pulsado para reducir al máximo su consumo de energía, otra forma de establecerlo y resulta mucho más eficiente es a través de un control PWM desde el controlador.

2.2.9.2. Sensor de Gas GM-602B

El sensor de gas GM-602B elaborado bajo la tecnología MEMS emplea una placa caliente con materiales sensibles al gas, según describe el fabricante este tipo de sensor es empleado en la detección de gases H_2S , es característico debido a que presenta una alta sensibilidad a este tipo de concentraciones de gases, su arquitectura es de tamaño reducido y su principal característica es que, gracias a su bajo consumo de energía, su tiempo de respuesta y de recuperación de línea base es relativamente rápido, es frecuentemente usado en la invención de dispositivos para la detección de VOCs, la respuesta que presenta el sensor ante una concentración de gas característico, la precisión del sensor depende de factores externos que deben estar debidamente garantizados, como lo son valores de temperatura, humedad, evitar la presencia de gases de interferencia, asegurar un tiempo de calentamiento óptimo.

2.2.9.3. Sensor de Gas MICS-6814

El sensor MICS-6814 es desarrollado bajo la tecnología MEMS de tipo metal óxido semiconductor, está compuesto de tres elementos de detección totalmente independientes, lo que indica que puede ser leído a través de tres señales distintas, dentro de los VOCs detectables dentro de su capa resistiva se encuentran gases como (monóxido de carbono, dióxido de nitrógeno, etanol, hidrogeno, amoníaco, metano, propano, iso-buteno). Se caracteriza por ser sensible ante la presencia de estos gases, además su tiempo de respuesta es muy corto. Según lo describe su



fabricante (SGX), su estructura consta de un diafragma micromecanizado de alta precisión, está construido internamente de tres chips con calentadores independientes y capas sensibles, uno de sus canales es el encargado de encargar gases oxidantes (OX), la siguiente capa se fundamenta en la detección de gases reductores (RED) y la última capa es encargada de responder a la concentración de NH_3 .

2.2.9.4. Sensor de Gas MICS-4514

El sensor de gas MICS-4514 de metal oxido semiconductor fabricado bajo la tecnología MEMS contiene internamente dos elementos de detección independientes, los VOCs que están dentro de su rango de detección que se pueden destacar (monóxido de carbono, dióxido de nitrógeno, etanol, hidrógeno, amoníaco, metano, entre otros). Una característica de los sensores MICS es que por lo general no suelen ser usados en dispositivos con medición exacta, esto implica que no es posible medir con exactitud ppm o ppb, de lo contrario son usados como indicadores (bajo, media, alta) ante la presencia de alguna concentración de gas. Como factor importante de funcionamiento se deben considerar factores externos que afecten la capa sensitiva, aquellos cambios bruscos de temperatura, humedad y derivas procedentes de una mala adecuación de la cámara de muestras.

2.2.9.5. Sensor de Gas BME680

El sensor de gas de lectura digital BME680 está constituido por cuatro capas sensitivas encargadas de realizar la detección de gas, presión, temperatura y humedad, su uso es diverso debido a las favorables características de bajo consumo que posee, dentro de las aplicaciones más comunes se pueden hallar en dispositivos de calidad de aire, domótica, pronóstico del tiempo, dispositivos IoT, y como uso principal en la detección de VOCs inmerso en diversos dispositivos usados habitualmente. En la actualidad el uso de este tipo de sensores ha aumentado la demanda en diversos campos, dado a que posee una alta rapidez de respuesta, mantiene una precisión relativamente alta y acoplados a sus valores de temperatura y humedad permite ser ajustado en casi cualquier contexto. En el campo del internet de las cosas su aplicación resulta ser muy cómoda debido a que posee características de exactitud y de lectura de diversas magnitudes que pueden ser aplicadas dentro de un campo específico.

2.2.9.6. Sensor de Gas CCS811

El sensor de gas digital CCS811 de óxido metálico (MOS) es empleado para la detección de una amplia gama de VOCs encargados de monitorear la calidad del aire interior dentro de una cámara de muestras. Este tipo de sensor está basado bajo la tecnología de sistemas micromecanizados con una placa calefactora sensible a la presencia de los volátiles, gracias a su tecnología de fabricación permite realizar lecturas exactas de las concentraciones de eCO_2 (dióxido de carbono equivalente)



y de TVOC (Total de compuestos orgánicos volátiles). Dentro de su ficha técnica se especifica que el CCS811 es apto para detectar alcoholes, aldehídos, cetonas, ácidos orgánicos, alifáticos y aromáticos. Sus aplicaciones a nivel industrial son acoplados a sistemas de detección de calidad de aire, está inmerso dentro de teléfonos inteligentes, purificadores de aire, controladores domésticos, y principalmente dentro de los campos de dispositivos inteligentes acoplados al internet de las cosas.

2.2.9.7. Sensor de Gas SGP30

El sensor de gas SGP30 de óxido metálico es empleado para determinar la calidad del aire, debido a su arquitectura en su ficha técnica se establece que puede detectar una amplia gama de compuestos orgánicos volátiles e H_2 , posee una placa de metal óxido semiconductor caliente estandarizada encargada de ejercer el control de voltajes internos y a su vez de realizar la conversión de la lectura analógica de la concentración del gas, además de entregarla a través de un valor discreto para poder realizar el registro de la concentración para cada caso. Para establecer la concentración del dióxido de carbono (eCO_2) el sensor SGP30 establece un rango de clasificación de 400 a 60000 partes por millón (ppm) y para el caso de la concentración de compuestos orgánicos volátiles totales un valor de 0 a 60 partes por billón (pbb).

2.2.9.8. Sensor de Gas ZMOD4410

El sensor de gas ZMOD4410 es usualmente empleado para la detección de compuestos orgánicos volátiles totales, además puede estimar la calidad del aire interior, según su ficha técnica consta de un elemento de detección de gas a través de un microcontrolador integrado es el encargado de acondicionar la señal CMOS, su arquitectura esta desarrollada mediante la aplicación de tecnología MEMS basadas en Silicio y un quimiorresistor de óxido metálico, como es característico de los sistemas micromecanizados posee un consumo de energía bajo de hasta 1mW, lo que lo hace idóneo para aplicaciones portátiles y de baja potencia, otro factor considerable para este sensor es que posee una memoria no volátil integrada para procesar los datos preestablecidos por el usuario. Comúnmente es aplicado en lugares en donde se busca condiciones de salubridad en el aire óptimas, además de detectar sustancias peligrosas para la salud humana en lugares de concentraciones de gases, productos automatizados y sistemas inteligentes para el control de la calidad del aire.



2.2.10. Dispositivos Hardware para la Adquisición y Manipulación de las Señales

En esta sección se abordan las principales características de los diferentes dispositivos electrónicos empleados para la manipulación de las señales de los sensores, en su conjunto establecen las principales tareas llevadas a cabo en el diseño de la nariz electrónica, es importante resaltar que independientemente sea su aplicación dentro del sistema, estos constituyen la manipulación de las señales de control o de respuesta de cada uno de los sensores.

2.2.10.1. Convertidor Analógico / Digital AD7175-8

El AD7175-8 según sus características técnicas es un convertidor analógico-digital (ADC) de alto rendimiento en aplicaciones que requieren de un valor de precisión y exactitud elevado, tales como la instrumentación médica y la científica multicanal cromatográfico, además de esto es empleado en el control de procesos. Se caracteriza por su gran variedad de configuraciones de funcionamiento dentro de un mismo chip, puesto que puede ser utilizado a través de sus 8/16 canales multiplexados de ajuste rápido y de bajo ruido debido a que integra bloques de acondicionamiento de señales analógicas y digitales por separado para cada canal de entrada analógica en uso; según su ficha técnica el usuario puede establecer un valor de filtrado diferente según la aplicación lo requiera a través de registros de configuración, además posee la versatilidad de realizar un procesamiento digital a través de un registro de calibración de compensación y ganancia para cada canal.

El uso de los ADC dentro de los sistemas de control suele ser característico debido a la necesidad de manipular los datos para obtener las principales características de ellos, en un sistema de nariz electrónica usualmente se emplean para registrar los valores de tensión que cambian su valor con respecto a una concentración específica de un compuesto, también del cambio de las magnitudes físicas y de otras variables que intervienen en el funcionamiento del sistema. La selección del convertidor influye en dos aspectos muy importantes, los cuales son el valor de resolución y la velocidad de la frecuencia de muestreo, para el caso de la resolución se establece en el número de bits en los que puede estar expresado un valor de entrada analógico y para el caso de la velocidad del convertidor analógico digital es el número de veces en la que se muestrea la señal en un segundo teniendo en cuenta que a mayor velocidad de muestreo mejor es la conversión de las señales.

2.2.10.2. Microprocesador Teensy 4.0

El microcontrolador teensy 4.0 permite interactuar con periféricos dentro del circuito a grandes velocidades, dentro de su estructura integra un potente procesador ARM Cortex_M7 con una capacidad de transferencia de datos de hasta 600MHz, es idóneo para ser empleado en aplicaciones



que requieran de una gran cantidad de memoria flash, RAM y el de procesar muchos datos, su bajo consumo y su gran rendimiento permite que sea acoplado en circuitos de adquisición de señales como esclavo para interactuar con un convertidor ADC a través de un protocolo de comunicación específico, usualmente es configurado a través del protocolo SPI debido a las grandes ventajas que ofrece en transferencia de datos.

2.2.10.3. Microordenador Raspberry Pi

Comúnmente el termino de raspberry pi es asociado a un dispositivo electrónico de tamaño reducido usado en aplicaciones de desarrollo de hardware y de software dentro de un sistema electrónico, esta placa pertenece a una serie de computadoras con características muy buenas a un bajo costo, permite ser acoplado a casi cualquier desarrollo electrónico que se esté diseñando, cuenta con un conjunto de pines GPIO de propósito general (entrada/salida) que permite el control de componentes electrónicos y además es la herramienta empleada en la mayoría de las aplicaciones IoT debido a su versatilidad de configuración. Dentro del sistema se emplea como tarjeta maestro para la adquisición de las señales de los sensores de gas, a su vez permite el control de cada proceso del sistema de olfato electrónico, comprendiendo desde la adquisición de las muestras, registro de los datos, hasta la sección de limpieza; para la parte IoT dentro del sistema está configurada como un servidor web establecido a través del uso del protocolo http, todo esto es abordado en las siguientes secciones de este documento con la finalidad de caracterizar detalladamente el dispositivo de olfato electrónico desarrollado.



Figura 5 Microordenador Raspberry Pi4 4GB RAM



2.2.11. Norma IPC-2221 para el Diseño Genérico de PCB's Electrónicas

La norma IPC-2221 según el estándar técnico de desarrollo y elaboración de placas electrónicas establece los requerimientos necesarios para el diseño de tarjetas de circuito impreso (PCB) y de las demás estructuras de montaje/conexión de componentes electrónicos, los estándares IPC generalmente son tenidos en cuenta en todo el mundo como las bases de diseño, de ensamblaje, empaquetado e interconexión. Además, se centra en la selección de los materiales para su fabricación, sirve de apoyo al diseñador para equilibrar los rendimientos eléctricos, mecánicos y térmicos requeridos, previendo la confiabilidad de la placa y evidenciando las dificultades de fabricación y costo en los desarrollos electrónicos.

Teniendo en cuenta los parámetros técnicos de diseño electrónico establecidos por la norma IPC, el sistema de olfato electrónico cuenta con las consideraciones necesarias de diseño que garantizan un óptimo funcionamiento de la placa y de un adecuado uso de los componentes electrónicos que la conforman, un aspecto muy importante es el del grosor que deben de tener las huellas para transportar una cantidad específica de energía entre dos puntos, a esto se le denomina traza y debe tener un ancho requerido de acuerdo a la cantidad de corriente que pase a través de la traza, ya que si no se tienen las consideraciones pertinentes la huella se quemará, por lo tanto el grosor y el ancho de las pistas depende estrictamente de las características de la señal, la capacidad de carga de corriente y el valor máximo de temperatura permitido. En la ecuación (1) se muestra la expresión matemática empleada para calcular el ancho de la traza de corriente permitida, y en la ecuación (2) se establece el área de la sección transversal de la traza.

$$\text{Ancho[mm]} = \text{Área[mm}^2\text{]} / (\text{Grosor[oz]} * 1.378[\text{mm/oz}]) \quad (1)$$

$$A = (I / [k * (\Delta T)^{0.44}])^{(1/0.725)} \quad (2)$$

Donde, I es la corriente máxima en amperios, k es una constante, ΔT es la relación del aumento de la temperatura por encima de la temperatura ambiente en °C y A es el área transversal de la traza en mm². Según lo especifica la norma todo diseño debe contar con una buena planificación antes del desarrollo, es en este punto donde se definen las principales características de la board en cuanto a diseño de las pistas, los pads, los huecos, el terminando y el tipo de recubrimiento de protección, además de la selección de los componentes y su tamaño dentro del circuito, como parte de un buen diseño también está definido la selección de los materiales a emplear, en este caso se emplean componentes electrónicos de montaje superficial (SMD) que son caracterizados por su reducido tamaño en la board, para el diseño de las tarjetas de circuito impreso se emplea una tarjeta de doble cara que permite reducir el tamaño de la placa y además facilita las conexiones entre cada una de las partes del circuito; como características de los componentes de montaje superficial



podemos resaltar que al ser pequeños permiten que la longitud de las pistas sean más cortas logrando así menor resistencia en la traza y por lo tanto es menor la energía que se puede llegar a perder, otro aspecto que resulta muy importante es el de poder eliminar el paso del hilo a través de los pads para su fijación en la placa, esto genera una mejora en la inductancia y en la oposición a la resistencias parasitas que presenta el encapsulado, la norma IPC generalmente recomienda que para el uso de circuitos de alta velocidad digitales o analógicos, es muy necesario utilizar componentes de montaje superficial para lograr un comportamiento a altas frecuencia mucho mejor debido a que no existen pines de resistencias que hagan de efecto antena y por lo tanto el valor de inductancias parasitas grandes originadas dentro del circuito es casi nulo.

Para realizar estos cálculos dentro del diseño de olfato electrónico se emplea la calculadora de diseño electrónico de Digi-Key Electronics que basada en la norma IPC-2221 permite calcular el ancho de las pistas de un conductor de circuito impreso (traza) requerido para transportar una intensidad de corriente determinada mientras se mantiene el aumento de la temperatura en el conductor, además permite conocer el valor de la resistencia total, la caída de tensión y la pérdida de potencia debido a la resistencia de la traza.

2.2.12. Protocolo de Comunicación Empleados en el Diseño del Sistema E-Nose

En los sistemas de olfato electrónico es característico utilizar protocolos de comunicación para el envío y la recepción de los datos dentro del mismo sistema, en esta sección se describen detalladamente el modo de uso y la aplicabilidad de cada uno de ellos, entre las interfaces de hardware de comunicación serial más comunes se suelen encontrar a los protocolos de comunicación UART, I2C y SPI los cuales se detallan a continuación.

2.2.12.1. Protocolo de Comunicación de Circuito Interintegrado (I2C)

El protocolo de comunicación I2C es muy usado para habilitar la recepción y envío de datos provenientes de módulos o sensores en campos de la electrónica, resulta fácil de implementar debido a que su arquitectura se basa en un bus síncrono de dos señales, una asignada para el intercambio de datos (SDA) y otra que se encarga de sincronizar los pulsos de reloj para marcar los tiempos en los cuales se habilita la comunicación (SCL). En la Figura 6 se muestra el esquema característico empleado, el cual consta de dos líneas en común de datos entre el maestro y el esclavo, además requiere que cada fuente de alimentación este conectada a través de resistencias de pull up con el objetivo de dar estabilidad a la velocidad de trasmisión de datos del bus.

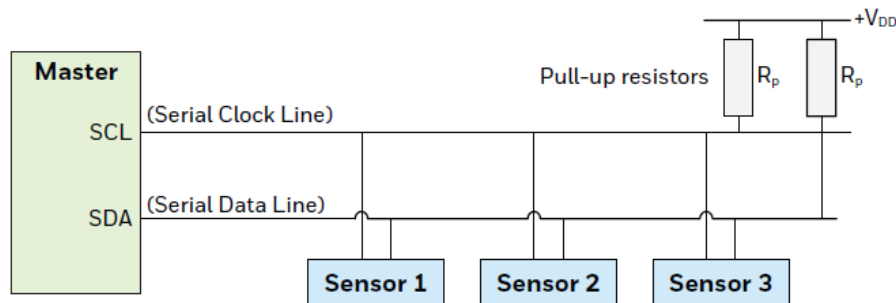


Figura 6 Diagrama general de conexión para el protocolo I2C

Nota. Diagrama característico del protocolo de comunicación I2C. Reproducida de Diagrama de conexión del protocolo I2C. Ficha técnica de Analog Device.

Según Afzal (2018) el protocolo de comunicación I2C es útil en aplicaciones donde se requiere integrar diferentes partes, ya que reduce en gran parte el cableado y mientras se mantenga una vía de comunicación clara es posible conectar hasta 128 dispositivos esclavos con el mismo maestro, permitiendo así unir diferentes partes de un circuito (sensores, controladores, entre otros).

2.2.12.2. Protocolo de Comunicación de Interfaz Periférica en Serie (SPI)

La interfaz periférica en serie es usualmente aplicada para la comunicación entre microcontroladores y circuitos integrados periféricos, tales como los sensores, el convertidor analógico/digital o viceversa, entre otros. En el protocolo SPI la transmisión de datos es síncrona en serie entre la unidad central de procesamiento y el dispositivo periférico conectado permitiendo enviar y recibir datos simultáneamente debido a que opera en modo full-duplex. En la Figura 7 se muestra gráficamente el principio de trabajo del protocolo de comunicación serial, este requiere de 4 hilos para su funcionamiento, pero caso contrario del protocolo I2C este no requiere un sistema de direccionamiento de esclavos, lo cual permite que las velocidades de los datos sean mucho más rápidas en comparación con los demás protocolos.

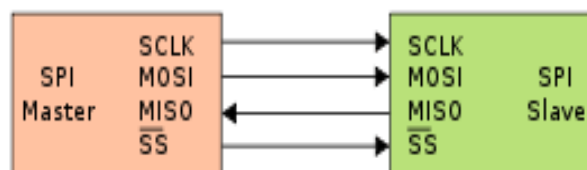


Figura 7 Configuración del protocolo SPI para el envío y recepción de datos

Nota. Diagrama característico del protocolo de comunicación SPI. Reproducida de Diagrama de conexión del protocolo SPI para el envío y recepción de datos. Ficha técnica de Analog Device.

En este protocolo los pines MISO/MOSI son los encargados de entregar y recibir los datos enviados desde el dispositivo maestro o microcontrolador hasta el esclavo o viceversa, el pin SCLK es el encargado de fijar los tiempos de comunicación y solo puede ser manipulado por el



dispositivo maestro, por último, el pin SS se encarga de activar o desactivar un dispositivo dentro de la línea de datos.

2.2.12.3. Protocolo de Recepción y Transmisión Asíncrona Universal (UART)

El protocolo de comunicación UART permite el envío y la recepción de datos en serie de forma simple, a través de este el host puede comunicarse con el dispositivo auxiliar solamente empleando dos líneas de datos, una encargada de transmitir la información (Tx) y otra para recibir los datos (Rx), este protocolo de comunicación puede operar en 3 modos distintos, cuando se envía en una sola dirección se dice que opera en transmisión de datos simplex, para el segundo caso cuando el envío de datos se realiza de forma semidúplex puede enviar o recibir datos en cualquier dirección pero no de forma simultánea, y ya para el ultimo modo de full-duplex permite el envío y recepción de datos en ambas direcciones de forma simultánea. En la Figura 8 se muestra el esquema eléctrico aplicado para este protocolo de comunicación, debido a que no tiene señal de sincronismo el dispositivo se encarga de controlar por sí mismo a través de un bit de inicio y detención el control de cada evento con el objetivo de conocer a detalle el estado del mensaje.

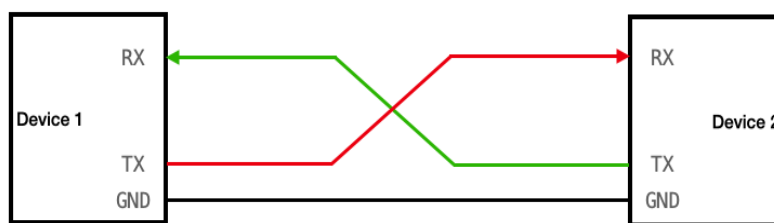


Figura 8 Configuración del protocolo de comunicación UART

Nota. Configuración del protocolo de comunicación UART. Reproducida de Diagrama de configuración del protocolo de comunicación UART. Ficha técnica de Analog Device.

2.2.13. Aplicabilidad del Internet de las Cosas (IoT) en los Sistemas Tecnológicos

El gran auge que ha tenido desde su invención en los sistemas de tecnología el uso de Internet de las cosas (IoT) se debe a la versatilidad de funcionamiento y a las grandes ventajas que ofrece para el tratamiento de los datos de forma remota, esto ha permitido que sistemas y empresas tengan un crecimiento considerable con respecto a esta nueva tecnología que abarca una amplia gama de sensores miniaturizados con componentes electrónicos adaptados para comunicarse a través de la red, cosas que antes de esto resultaban imposibles. Según Rose et al. (2015) el término de Internet of Things (IoT) fue utilizado en 1999 por primera vez por Kevin Ashton para describir un sistema en el cual a través de sensores era posible conectar a internet un conjunto de objetos del mundo físico para ser controlados, los sistemas IoT son caracterizados por poseer la capacidad de transferir datos a través de una red sin necesidad de poseer interacción humana con un ordenador.



Un factor característico dentro de la aplicación del internet de las cosas en los sistemas de comunicación es que a través de un grupo de sensores con cualidades preestablecidas es posible leer magnitudes físicas en un instante de tiempo determinado y a través de una conexión a la red poder acceder a los datos desde cualquier otro lugar sin necesidad de que haya un canal directo entre las dos partes. Los sistemas IoT han permitido optimizar procesos en los cuales se requiere de un monitoreo constante para la ejecución de una tarea en específico, esto ayuda a ofrecer mejores servicios a los clientes, mejora la toma de decisiones y aporta un valor agregado al sistema por la implementación de estas nuevas tecnologías. El internet de las cosas ayuda a las personas a vivir y trabajar de manera más inteligente, también permite realizar la automatización de procesos evitando el sobre costo de la mano de obra y además de esto ayuda a los sistemas a ser sean más eficientes.

2.2.14. Uso del Internet de las Cosas (IOT) en los Sistemas de Olfato Electrónico

El uso de esta tecnología innovadora en los sistemas de olfato electrónico enmarca un poder de acceso y manipulación de los datos de forma casi instantánea, comúnmente los sistemas de nariz electrónica poseen un gran número de señales provenientes de sensores de gas, temperatura, presión, flujo, y demás; esto permite que mediante la habilitación del sistema E-nose con la tecnología IoT sea acoplado al intercambio de datos con otros dispositivos y sistemas a través de la red con fines específicos, el intercambio de datos se lleva a cabo a través de unos protocolos establecidos para las comunicaciones IoT, ya sea a través de un servidor web adaptado para enviar y recibir peticiones http o a través de la suscripción de un tópico de datos para el intercambio de información a través de un bróker, mediante la acción de publicador/suscriptor a través del protocolo de transporte de telemetría en cola de mensajes (MQTT). Además de todas las ventajas ya mencionadas de los sistemas IoT estos permiten tener acceso a tecnologías de sensores de bajo consumo para sistemas electrónicos, además de la gran variedad de protocolos de red para comunicarse a través de internet para realizar la conexión entre los sensores y la nube.

El uso de tecnologías para administrar y automatizar dispositivos conectados a través de la red comúnmente se les conoce como una plataforma IoT, el uso de estos servicios permite habilitar y realizar la conexión entre los dispositivos hardware encargados de adquirir señales (sensores) con las tecnologías aplicadas para hacer el puente entre los sensores y la nube, además de esto permiten recopilar información de datos a través de software encargados de visualizar y almacenar los datos de una muestra, comúnmente se asocia el concepto de una plataforma IoT con la funcionalidad aportada a través de un middleware IoT encargado de relacionar entre las secciones de la aplicación con los dispositivos hardware empleados.



2.2.14.1. Programación Visual para el Internet de las Cosas con Node-RED

Node-RED es una herramienta de desarrollo de software aplicada para el internet de las cosas a través de programación visual, esta herramienta de desarrollo es de fuente libre, lo cual genera que haya mucha aplicabilidad en el sector IoT, comúnmente es empleada para conectar dispositivos de servicios en línea, desarrollos de API's y a través de dispositivos hardware aplicados. Node-RED satisface la necesidad que desde un inicio ha tenido el desarrollo de aplicaciones de crear dispositivos hardware que sean más fáciles de acoplar con el desarrollo de software y hacer que con poca intervención humana la comunicación sea más rápida y entendible para cualquier usuario. Dentro de los protocolos estándar para la habilitación de una comunicación IoT se encuentran protocolos mqtt, http, websocket, Modbus, entre otros, estos permiten conectar dos dispositivos para interactuar entre ellos, además permite la integración con servicios de nube escalables como AWS, IBM Cloud, Azure, etc. Node-RED emplea nodos de flujo integrados que se encargan de desarrollar una tarea en específico a través de cada configuración dentro de un Flow, su servicio permite escalabilidad en la conectividad de diferentes dispositivos, además de su facilidad de uso debido a que puede ser ejecutado desde el navegador y a la integración con los protocolos estándar de IoT ya que se ajustan al modo de envío de datos.

2.2.14.2. Protocolo de Comunicación para IoT (HTTP)

El protocolo de transferencia de hipertexto (HTTP) es comúnmente empleado en el mundo del desarrollo de dispositivos IoT, su aplicabilidad en este campo surge desde la comunicación de datos a través de la red mundial (WWW) para la transferencia de documentos, aunque este protocolo no está propiamente optimizado para habilitar las funciones de los navegadores web en los dispositivos IoT, los servidores a través de un identificador de recursos permiten que un cliente HTTP puede hacer solicitudes al servidor de consulta, actualización, eliminar o crear un registro, a lo cual comúnmente se le conoce como peticiones de tipo (GET, POST, DELETE, PUT) según sea el nivel de solicitud asignada al servidor desde el cliente, dentro de estos modelos el más común es el método GET que se encarga de recuperar peticiones web desde el servidor a través del método captura de datos.

En la Figura 9 se muestra la estructura básica de un servidor http estándar, este funciona a través de solicitudes de peticiones provenientes desde el cliente, una de sus desventajas es que los servidores siempre deben estar activados para poder devolver una respuesta, además depende de la capacidad y el espacio de memoria en donde se está ejecutando el servidor, teniendo en cuenta esto, se puede considerar que un servidor consta de dos elementos, uno físico encargado de alojar



las páginas web y el segundo del desarrollo de software que procesa las peticiones http realizadas por el cliente y en base a esto permite generar una respuesta.

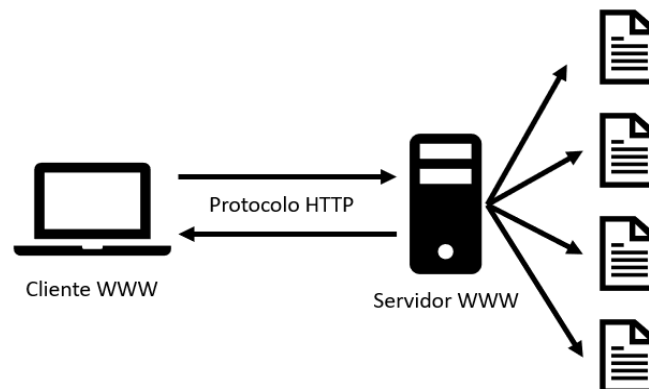


Figura 9 *Arquitectura cliente-servidor del protocolo de comunicación para IoT (HTTP)*

Nota. Características del protocolo http en los sistemas de comunicación IoT. Reproducido de Arquitectura cliente-servidor de un servicio www básico, 2019 (<https://www.e-soluciones-tic.com/cliente-servidor-y-protocolo-http/>)

2.2.14.3. Protocolo de Comunicación para IoT (MQTT)

El protocolo de comunicación para IoT de transporte de telemetría en cola de mensajes (MQTT), está diseñado para ser liviano y poder operar en redes de ancho de banda muy bajo, debido a su arquitectura de funcionamiento es posible establecer comunicación entre nodos en redes confiables y poco confiables a través de operaciones de publicación / suscripción mediante la acción de nodos que disponen la información con otros que son encargados de leerla estando suscritos mediante un localizador de recursos. En la Figura 10 se muestra el esquema representativo del protocolo mqtt en los sistemas de comunicación IoT, el cual consta de un tópicos suscrito a un broker que realiza la interacción entre dispositivos de forma eficiente.

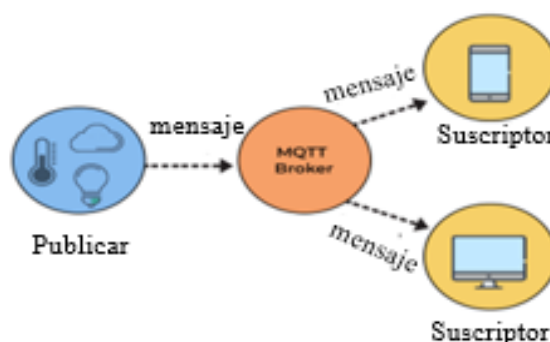


Figura 10 *Esquema característico del protocolo IoT (MQTT)*

Nota. Características del protocolo mqtt en los sistemas de comunicación IoT. Reproducido de Representación esquemática del proceso mqtt ,2018 (<https://www.spiceworks.com/tech/iot/articles/what-is-mqtt/>)



Este protocolo de comunicación resulta una opción inteligente ante el problema de conexión en redes inalámbricas que suelen ser afectadas ante eventos de interferencia e interrupciones producidos por conexiones de ancho de banda limitado que en la mayoría de los casos resultan ser muy inseguras, su funcionamiento a través del protocolo de control de transmisión (TCP / IP) permite comunicaciones en los dos sentidos con una estructura estable y sin pérdida de los datos. La diferencia del protocolo MQTT con respecto a HTTP es que este está propiamente desarrollado para aplicaciones del internet de las cosas, mientras que el protocolo http en principio se desarrolló para la disposición de documentos a través de internet, no obstante, ambos emplean conexiones con control de transmisión de datos (TCP) y su arquitectura esta desarrollada a través de estructuras cliente-servidor.

2.2.15. Configuración de Raspberry Pi como Servidor Web (Protocolo HTTP)

La configuración del microordenador raspberry pi como servidor web dentro las aplicaciones del internet de las cosas resulta de gran ayuda al momento de dar estructura para el almacenamiento de los datos, también es posible ejercer acciones de control de dispositivos a través de un servidor web mediante el protocolo de transferencia de hipertexto (HTTP) dentro de una red local, su función principal consta de dar respuesta mediante el modelo cliente/servidor a una petición realizada desde el front-end, además permite almacenar cada una de la vistas que posee una página web junto a sus imágenes, textos y demás componentes como herramientas de código integradas para el funcionamiento del dispositivo; gracias a esto el servidor puede transmitir al usuario a través de un navegador el resultado de la petición realizada siempre y cuando esté activado, lo cual establece una de las grandes limitaciones en el diseño de un servidor web.

Cuando se realiza desde un navegador una petición a una página de un servidor web sucede que el código de la petición es renderizado en función a la información recibida, seguidamente se ejecutan una serie de acciones que permiten establecer la comunicación entre el cliente y el servidor, es por esto que se requiere una dirección única de recursos (URL) para permitir el acceso a la dirección del nombre del dominio (IP), esto conlleva a que el navegador establezca una comunicación estable con el servidor web a través de una solicitud HTTP, el servidor web a través de una comunicación bidireccional emplea una acción de respuesta HTTP al usuario de la misma forma según sea la información solicitada, una de las desventajas de esta configuración es que el servidor web debe estar activo siempre para establecer una comunicación estable y segura con cualquier cliente que desee interactuar con el servidor. Un servidor web está basado a través de la estructura de programación de JavaScript, HTML y CSS, en donde se almacenan todos los documentos, imágenes y demás archivos de permiten el funcionamiento del servidor.



2.2.16. Procesamiento de los Datos en un Sistema de Olfato Electrónico

En un sistema de olfato electrónico es característico emplear una etapa para el procesamiento y tratado de los datos obtenidos por el sistema de detección de volátiles, esta etapa es considerada como una de las más significativas en su funcionamiento debido a que gracias a sus resultados se permite validar el funcionamiento del dispositivo, poder interpretar sus datos de forma gráfica y a través de algoritmos de reconocimientos de patrones, poder establecer un diagnóstico preliminar de la condición de la muestra, el procesamiento de los datos usualmente se aplica en dos fases, una que corresponde al preprocesamiento de los datos y otra encargada a la aplicación de algoritmos de reconocimiento de características relevantes de la muestras basadas en el resultado del procesamiento de los datos.

Según Battenberg, et al. (2021) mencionan que el procesamiento de datos es aplicado a través de un conjunto de métodos encargados de verificar, almacenar, analizar e interpretar un conjunto de datos, esto permite que gran parte de la información sea extraída de forma automática por el software y pueda ser aplicada en diferentes campos computacionales y de tecnología para la validación de métodos, su función principal consiste en corregir derivas (errores) y extraer los parámetros más característicos que describen la respuesta de la matriz de sensores de gases para posterior a ello aplicarles algoritmos de análisis de datos. El éxito de la etapa de procesamiento de los datos corresponde en gran parte a la técnica de preprocesamiento de los datos elegida para realizar la caracterización de cada uno de los valores del sensor. Por lo general en la etapa de preprocesamiento son aplicadas tres fases que corresponden a la eliminación de derivas (manipulación de la línea base), factores de compresión y normalización, es importante resaltar que para que se obtengan buenos resultados es estrictamente necesario garantizar que el sistema de adquisición corresponda y gestione las características de las señales de acuerdo a como se den los valores para cada sensor, en la Figura 11 se muestra de forma gráfica como a través del uso de algoritmos de procesamiento para la manipulación de las señales es posible aplicar variaciones a cada una de las señales con el único objetivo de interpretar los datos de forma óptima y confiable.

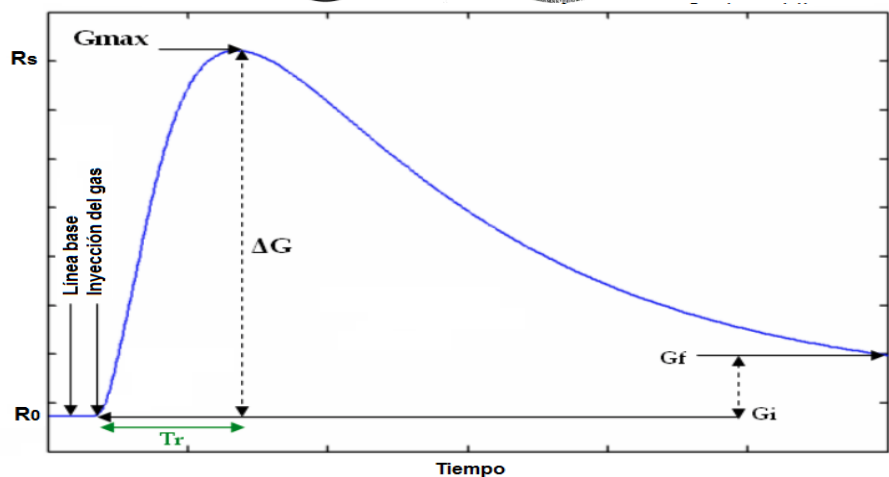


Figura 11 Señal característica de un sensor de óxido de estaño - MOS

Nota. Características de la señal de salida de un sensor tipo MOS. Reproducido de señal característica de un sensor MOS a un gas (Rm,n(k)), 2018 (<https://www.spiceworks.com/tech/iot/articles/what-is-sensor/>)

Los parámetros característicos de un sensor de gas de óxido de estaño basados en su respuesta a una concentración de gas, permiten según Vásquez (2018) ser aplicados para realizar manipulación de línea base, de esta manera es posible no tener en cuenta interferencias de factores externos y en base a esto poder corregir señales de error para cada uno de los sensores de gas, en la Tabla 6 se muestran los principales parámetros estáticos que pueden ser empleados para realizar la manipulación de las señales mostrados en la figura anterior, en base a este análisis es posible determinar el nivel de efectividad del sistema en cuanto a la clasificación y validación de cada muestra de aliento.

PARAMETROS	DESCRIPCIÓN
Gi	Conductancia Inicial (Línea base)
Δg	Incremento de la conductancia (Gf-Gi) ó (Gmax-Gi)
Δgn	Incremento de la conductancia normalizada (Δg/Gi)
Gf	Conductancia final
Gmax	Conductancia máxima

Tabla 6 Parámetros estáticos y dinámicos característicos de un sensor MOS

2.2.16.1. Manipulación de Línea Base

Esta etapa es considerada el primer acondicionamiento que se le aplica a las señales a través de un algoritmo, consiste en aplicar técnicas de preprocesamiento de datos a las respuestas obtenidas por la cámara de sensores del sistema de nariz electrónica, según mencionan Moreno et al. (2009) este algoritmo se encarga de manipular la respuesta del sensor con respecto a su valor inicial transitorio (estado de reposo), esto produce que los efectos producidos por las señales de deriva en los



sensores sean casi imperceptibles y que gracias a esto se puedan obtener resultados de procesamiento y clasificación con un alto grado de selectividad. No obstante, si no se tienen en cuenta este tipo de consideraciones pueden llegar afectar considerablemente su respuesta, cuando ocurre una afectación de su línea base se dice que las señales de deriva son aditivas a la respuesta del sensor, caso contrario cuando afectan su valor de amplitud se dice que afectan la sensibilidad del sensor; esto genera que el sistema de olfato electrónico pierda la capacidad de detectar volátiles ya conocidos. Según describen los autores Moreno et al. (2009) para aplicar el procesamiento de los sensores con respecto a su línea base, suelen ser aplicados tres métodos, en las ecuaciones (3) y (4) se muestra la expresión matemática característica, este método diferencial comprende en restar los valores de cada vector de respuesta ($R_{m,n}(k)$) que corresponde al valor de línea base ($R_{m,n}(1)$), para este caso m corresponde a la muestra de volátiles sometidos al análisis, n al sensor y k al valor de la conversión del ADC, si se logra aplicar este método debidamente se puede obtener baja presencia de ruido, y permitirá eliminar las señales de deriva δA .

$$R_{m,n}^B(k) = R_{m,n}(k) - R_{m,n}(1) \quad (3)$$

$$R^B(t) = [R(t) + \delta_A] - [R(t_0) + \delta_A] = R(t) - R(t_0) \quad (4)$$

El segundo método relativo mostrados en las ecuaciones (5) y (6) hace referencia al producto que se obtiene del cociente del vector respuesta ($R_{m,n}(k)$) por su valor de línea base ($R_{m,n}(1)$), a través de este método es posible eliminar las derivas multiplicadas por la señal δM , brindando una respuesta del sensor adimensional.

$$R_{m,n}^B(k) = \frac{R_{m,n}(k)}{R_{m,n}(1)} \quad (5)$$

$$R^B(t) = \frac{R(t)\delta_M}{R(t_0)\delta_M} = \frac{R(t)}{R(t_0)} \quad (6)$$

Por último, se tiene al método fraccional, este consiste en combinar los dos métodos anteriores que permitan eliminar los valores de medidas aditivas y de aquellas que son multiplicadas en amplitud, esto permite compensar las diferencias de escala que se presenten en una señal del sensor. En la ecuación (7) se muestra la expresión matemática aplicada por el algoritmo de preprocesamiento de las señales para mejorar las respuestas de la matriz de sensores.

$$R_{m,n}^B(k) = \frac{R_{m,n}(k) - R_{m,n}(1)}{R_{m,n}(1)} \quad (7)$$

2.2.16.2. Compresión

En esta etapa de preprocesamiento los valores adquiridos por las matrices de sensores de gas digitales y analógicos se comprimen con la finalidad de formar un vector característico de la respuesta de cada muestra; esto genera que los datos sean tratados y se pueda obtener una



representación de los mismos de menor tamaño, pero que contengan en mayor cantidad posible información de las muestras de aliento. Por lo general suele ser aplicado a través de un algoritmo que procesa los parámetros estáticos, en la ecuación (8) se muestra la relación matemática que describe este método, y posterior a ello se mencionan los principales parámetros que pueden ser aplicados para la extracción de un parámetro estático obtenido de las respuestas de los sensores.

$$R_{m,n}^{BC} = R_{m,n}^B(t) \tag{8}$$

En la Tabla 7 se muestran los diferentes parámetros estáticos que pueden ser aplicados para realizar la compresión de las respuestas de cada sensor, estas relaciones pueden ser asignadas a través de la variable t mostrada en la ecuación (8) correspondiente al método aplicar.

NOMBRE DEL PARÁMETRO	VARIABLE (t)
Conductancia relativa	$\frac{G_f}{G_i}$
Diferencia de conductancias fraccional	$\frac{(G_f - G_i)}{G_f}$
Logaritmo absoluto de la diferencia de conductancias	$\log (G_f - G_i)$
Logaritmo absoluto de la diferencia de conductancia fraccional	$\log \left(\frac{ G_f - G_i }{G_f} \right)$
Incremento de conductancia	$G_f - G_i$
Máximo incremento de la conductancia	$G_{max} - G_{min}$
Máxima diferencia fraccional	$\frac{(G_{max} - G_{min})}{G_{max}}$
Logaritmo absoluto de la máxima diferencia fraccional	$\log \left(\frac{(G_{max} - G_{min})}{G_{max}} \right)$

Tabla 7 Parámetros estáticos aplicados al método de compresión

2.2.16.3. Normalización

El proceso de normalizado de los datos corresponde a uno de los enfoques preliminares del preprocesamiento de los datos, según Singh & Singh (2020) se hace con el objetivo de escalar y transformar los datos de tal manera que estén contenidos dentro de una misma escala aportando la información más relevante de cada medida, usualmente pueden ser asignadas a dos clases de normalización, como métodos locales y globales. Los métodos globales son aplicados en procedimientos en donde se busca escalar los valores de la señal en un rango entre cero y uno, esto permite que posteriormente los métodos de procesamiento de datos no sean saturados con un gran volumen de datos, si no que a través de técnicas de normalización puedan estar integrados de una mejor manera. Dentro de las técnicas de normalización se pueden mencionar la normalización por



vectores, auto escalado vectorial y el auto escalado de dimensiones, estas tres han permitido aplicar técnicas de preprocesamiento de datos con la finalidad de obtener resultados más claros y concisos de acuerdo a la aplicación. El conjunto principal de operaciones se describe mediante la relación $m = 1 \dots N_M$ dimensiones para cada muestra, o para el caso de dimensionalidad es a través de la relación $e = 1 \dots N_E$ que corresponde a la cantidad de muestras por dimensión. Según describe Singh & Singh (2020) los métodos de normalización aplicados a través de vectores, el cual para cada vector se divide por su forma euclidiana de modo que se encuentra en una hiperesfera de radio unitario tal y como lo representa la expresión matemática en la ecuación (9) mostrada a continuación.

$$R_m^{BCN}(m) = \frac{R_m^{BC}(m)}{\sqrt{\sum_{m=1}^{N_M} R_m^{BCN}(m)^2}} \quad (9)$$

Por otra parte, lo que corresponde al auto escalado vectorial en donde el valor de sus coordenadas tiende media a cero y la varianza es cercana a la unidad, en la ecuación (10) se muestra la ecuación que corresponde al escalado vectorial aplicada a cada valor de dimensión.

$$R_e^{BCN}(m) = \frac{R_e^{BC}(m) - \mu_e}{\sigma_e}$$

$$\text{donde } \mu_e = \frac{1}{N_M} \sum_{m=1}^{N_M} R_e^{BC}(m)$$

$$y \quad \sigma_e = \sqrt{\frac{1}{N_M} \sum_{m=1}^{N_M} (R_e^{BC}(m) - \mu_e)^2} \quad (10)$$

Y por último en la etapa de preprocesamiento aplicando el método de normalización corresponde al auto escalado de dimensiones, siendo característico el valor de su media cercano a cero y el valor de la varianza corresponde a uno observado en la siguiente ecuación (11).

$$R_e^{BCN}(m) = \frac{R_e^{BC}(m) - \mu_m}{\sigma_m}$$

$$\text{donde } \mu_m = \frac{1}{N_E} \sum_{e=1}^{N_E} R_e^{BC}(m)$$

$$y \quad \sigma_m = \sqrt{\frac{1}{N_E} \sum_{e=1}^{N_E} (R_e^{BC}(m) - \mu_m)^2} \quad (11)$$



2.2.17. Métodos de Procesamiento de Datos

Los métodos de procesamiento hacen parte de la etapa final del sistema a través de algoritmos de clasificación y reconocimiento de patrones, es en este paso donde verdaderamente el conjunto de datos obtenidos por la matriz de sensores toma un papel importante después de haber sido sometidos a la etapa de preprocesamiento que fue descrita anteriormente, para este caso en específico en los sistemas de olfato electrónico se busca un modelo de clasificación que permita validar el sistema través de un método de predicción. Un factor importante es la forma en como se le pasan los datos al método de procesamiento, por lo general el software genera una matriz de datos con la señal de cada sensor, este conjunto de medidas corresponde al patrón característico de las señales adquiridas por el sistema de olfato electrónico diseñado previamente. En la ecuación (12) se muestra un esquema característico de la forma en cómo se muestran los datos a través del programa, sus columnas representan un array de datos que corresponden al vector de respuesta asociado a un conjunto de volátiles, y las filas hacen relación a la respuesta de un sensor en específico con diferentes medidas, donde la variable x_{ij} son la respuesta del sensor i a la muestra del aroma j .

$$R^{BCN} = \begin{pmatrix} X_{11} & X_{12} & \dots & X_{1m} \\ X_{21} & X_{22} & \dots & X_{2m} \\ \dots & \dots & X_{ij} & \dots \\ X_{n1} & X_{n2} & \dots & X_{nm} \end{pmatrix} \quad (12)$$

Dado que los sensores de gas empleados no son completamente específicos para responder a un grupo determinado de volátiles, debido a que estos responden a una amplia gama de volátiles presentes en una muestra representadas en el procesamiento de datos como un conjunto de muestras solapadas, la diferencia de uno en cuanto al otro se observa en la rapidez con la cual su sensibilidad cambia en el tiempo, los métodos de reconocimiento aplicados pueden estar clasificados en cuatro aspectos, el primero corresponde a las técnicas paramétricas que se relacionan en un método estadístico basado en la suposición de que en su mayoría los datos obtenidos pueden ser representados por una función de densidad probabilística (PDF), en este aspecto se considera que los datos mantienen una distribución normal con una valor de media constante y una varianza determinada, esta técnica determina la relación que existe entre el sistema de entrada (sensores) y sus respectivas salidas que corresponden a los descriptores de cada señal. En un segundo aspecto se encuentran los métodos no paramétricos, que a diferencia del anterior ignoran totalmente la función de densidad probabilística de los datos de entrada y su utilización resulta ser más sencilla, entre las cuales se pueden mencionar los métodos de redes neuronales y



la composición de sistemas expertos. En un tercer aspecto y el cual es más empleado se encuentra el supervisado, según (Cortijo, 2013) son técnicas que aplican aprendizaje previo de tal forma que un array de aromas desconocido es analizado empleando relaciones previamente encontradas en un grupo de array de armas conocidas, por su parte el ultimo método corresponde al no supervisado debido a que este no emplea técnicas de aprendizaje previo, es decir este discrimina entre los valores de diferentes volátiles desconocidos sin tener en cuenta un descriptor característico ya establecido, estos son aplicados para la extracción de información relevante de un conjunto de datos de gran tamaño.

2.2.17.1. Análisis de Componentes Principales (PCA)

Según Andrzej (2016) el análisis de componentes principales (PCA) retoma gran poder de aplicación a medida que el desarrollo de las super computadoras se fue asentando, estos consideran el análisis de componentes principales como una técnica estadística de representación de datos que está enfocada en reducir su dimensionalidad preservando tanta información como sea posible, esto corresponde que a través de este método se realiza un gran número de aplicaciones de análisis de datos, debido a su simplicidad y a la gran capacidad de reducir la dimensión de un gran conjunto de datos en un arreglo considerablemente pequeño, que permite minimizar el error cuadrático de reconstrucción generado por la combinación lineal de variables latentes, conocidas como componentes principales producto de la combinación lineal de los datos originales. Sus parámetros en el modelo se obtienen a través de la matriz de datos centralizada X , ya sea empleando la diagonalización de la matriz de covarianza o bien por la descomposición en valores singulares. Su modelo matemático característico corresponde a las expresiones mostradas a continuación, según se obtiene una índice x_i que corresponde al i -ésimo array de observación de tamaño c , $X = (x_1, x_2, \dots, x_n)^T$. La ecuación (13) representa la matriz de rotación U determina el valor de los componentes principales z que mejor representan a la matriz de datos.

$$z = U^T \quad (13)$$

U puede ser calculado a través de los valores propios, que están definidos como los p mayores vectores propios de $X^T X$, tal y como se muestra en la ecuación (14), para el caso de la matriz $X^T X$ se relaciona a la matriz de covarianza mostrada en la ecuación (30), además permite calcular su valor con respecto a los datos tratados ecuación (31).

$$X^T X U = n U \Lambda \quad (14)$$

$$C = \frac{1}{n} X^T X \quad (15)$$



$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i x_i^T \quad (16)$$

El problema generado por los valores propios $Cu = \lambda u$ generan que todas las respuestas de U deban estar en el espacio generado por el conjunto de array $x_1, x_2, \dots, x_n$; tal y como lo describe en la ecuación (17). En la siguiente sección se describen la adaptación al procesamiento de los datos cuando una reducción del espacio no genera ningún cambio sobre los gastos adicionales (Cuadras, 2014)

$$\lambda(x_i, u) = (x_i, Cu), \forall i = 1, \dots, n. \quad (17)$$

2.2.17.2. Análisis discriminante lineal (LDA)

Según (Cuadras, 2014) describen el análisis discriminante como una herramienta discrimine los datos de la mejor manera, suele ser aplicado cómo una regla de criterio que permite asignar ω conocido $(X_1, \dots, X_p)$, detalladamente se muestra con una suposición de que se tienen dos valores Ω_1, Ω_2 , dos poblaciones, $X_1, \dots, X_p$ variables observables, en donde se asigna un valor $x = (X_1, \dots, X_p)$ las observaciones de las variables sobre un individuo ω . Esto genera un inconveniente al momento de tratar asignar ω a una de las dos poblaciones, el cual requiere de tomar dos decisiones en cuanto algo, por ejemplo, al momento de establecer si un tumor es benigno o maligno, o al momento de identificar especies para ciertos tipos de plantas, en fin, el método discriminante permite plantear una función que decide de forma automática una regla de clasificación, la cual esta descrita en la ecuación (18).

$$D(X_1, \dots, X_p) \geq 0 \text{ asignamos } \omega \text{ a } \Omega_1, \text{ en caso contrario } \omega \text{ a } \Omega_2. \quad (18)$$

Esta regla divide $\mathbb{R}^p$ en dos regiones

$$R_1 = \{x | D(x) > 0\}; \quad R_2 = \{x | D(x) < 0\} \quad (19)$$

Esto permite que el método discriminante identifique ω , y se equivoque en su clasificación con respecto a la asignación de otra población, por tanto, la probabilidad de que el método de clasificación sea erróneo esta descrito en la ecuación

$$pce = P\left(\frac{R_2}{\Omega_1}\right)P(\Omega_1) + P\left(\frac{R_1}{\Omega_2}\right)P(\Omega_2) \quad (20)$$

Otro aspecto a tener en cuenta es cuando se emplea el método discriminante en el caso de que haya k poblaciones, ahora se debe tener en cuenta que al individuo ω corresponde un grupo amplio de k poblaciones $\Omega_1, \Omega_2, \dots, \Omega_k$, ahora suele ser necesario establecer una consideración que permita



asignar el valor de ω a una de las k poblaciones sobre la base de observaciones $(X_1, X_2, \dots, X_p)'$, de p variables. En la ecuación (21) se describe este proceso.

$$M^2(X, \mu_i) = (X - \mu_i)' \Sigma^{-1} (X - \mu_i), \quad i = 1, \dots, k, \quad (21)$$

Entonces se sobrentiende de que un criterio de clasificación está basado en la asignación de ω a la población más cercana, dicho criterio se muestra en la ecuación (37).

$$\text{si } M^2(X, \mu_i) = \min\{M^2(X, \mu_1) \dots M^2(X, \mu_k)\} \text{ asignamos } \omega \text{ a } \Omega_i \quad (22)$$

Induciendo a las funciones discriminantes lineales mostradas en la siguiente ecuación (38).

$$L_{ij}(X) = (\mu_i - \mu_j)' \Sigma^{-1} x - \frac{1}{2} (\mu_i - \mu_j)' \Sigma^{-1} (\mu_i - \mu_j) \quad (23)$$

$$\text{si } L_{ij}(X) > 0 \text{ para todo } j \neq i, \text{ asignamos } \omega \text{ a } \Omega_i \quad (24)$$

Donde, las funciones $L_{ij}(X)$ validan los valores de:

$$L_{ij}(X) = \frac{1}{2} [M^2(X, \mu_j) - M^2(X, \mu_i)]$$

$$L_{ij}(X) = L_{ji}(X). \quad (25)$$

$$L_{rs}(X) = L_{is}(X) - L_{ir}(X).$$

Es decir, solo se requiere conocer el valor de $k-1$ funciones discriminantes.

2.2.17.3. Análisis de Cluster (CA)

El análisis de cluster según lo describe (Setyaningsih, 2014) es un conjunto de técnicas aplicadas para la clasificación de un grupo determinado de datos, su diferencia con el método discriminante parte en que el análisis de cluster los grupos son desconocidos a priori y son exactamente estos los que se desean determinar, cosa contraria que sucede con el método LDA en donde los grupos deben ser conocidos y el cual se establece a que grupo pertenecen los datos, como objetivo principal el análisis de cluster parte en clasificar preliminarmente un conjunto de datos que indiquen un diagnóstico, un ejemplo de esto se podría considerar en el cual se tiene un conjunto de N elementos, que se caracterizan por poseer características de n variables, entonces $(X_j, j = 1, 2, \dots, n)$, entonces a través del análisis de cluster es posible clasificar de tal manera que cada dato perteneciente a un grupo (cluster) contengan valores parecidos y de esta manera clasificar un conjunto de datos. Para esto se tienen en cuenta criterios basados en distancias como indicadores, uno de ellos corresponde a la distancia euclídea que es caracterizada por la disimilaridad entre dos distancias, la más conocido en este aspecto es la de distancia euclídea, su representación matemática está representada en la ecuación (26).



$$d(i, j) = (W_i - (W_j))' (W_i - (W_j)) \quad (26)$$

A pesar de esto presenta algunas limitaciones en cuanto a la sensibilidad a las unidades de medida de las variables, debido a que, se genera un cambio en la escala, también pueden llegar afectar el valor de la distancia, para ello es mejor emplear la distancia euclídea normalizada. El factor de aplicación del análisis de cluster suele verse afectado considerablemente si el valor de cada una de las variables está correlacionado, y debido a esto al momento de aplicar el método de clasificación las variables no suelen dar buena información y esto afecta a la naturaleza de la clasificación de los datos. Para esto se efectúa que el análisis de componentes principales sean los aplicados a las variables del sistema, en otras palabras, es bueno primero aplicar el método de procesamiento de datos de análisis de componentes principales ya que, si los datos están estandarizados en vez de los datos originales, dando como resultado la validación de análisis de cluster.

Las aplicaciones de machine learning están comprendidas en el análisis de los datos empleando métodos estadísticos de clasificación supervisados, los algoritmos de inteligencia artificial permiten ejecutar rutinas de aprendizaje para el reconocimiento de patrones de un conjunto de datos que no han sido validados por el sistema previamente. Los métodos de machine learning varían según su aplicabilidad, estos responden de acuerdo al conjunto de datos que se le asignan al momento de la validación, para el análisis de datos de las muestras de aliento suelen ser empleados (SVM, KNN, Random Forest, Deep learning, entre otros). Usualmente permiten validar el sistema multisensorial con respecto a la efectividad de clasificación de las muestras de los pacientes, ya que si se obtienen solapamientos en las muestras pueda que el nivel de clasificación no sea el óptimo, y en este caso se deban obviar algunos parámetros (sensores) de las muestras.



Capítulo III: Materiales y Métodos

3.1. Descripción General del Dispositivo E-nose

El desarrollo del sistema de olfato electrónico consta de 4 fases de funcionamiento, en la primera fase se contempla un dispositivo de muestreo cuyo objetivo principal es lograr captar la mayor parte de VOC's del aliento exhalado, es por esto que en esta etapa se deben controlar variables físicas relevantes para el funcionamiento del sistema y además de tratar aspectos como la repetibilidad de muestreo, seguridad, entre otras. Un componente muy importante en los sistemas de olfato electrónico son los sensores, estos son encargados de realizar la conexión entre el mundo físico y lo digital, para este caso se basa en una matriz multisensorial con sensores de gas de óxido metálico de sistemas microelectromecánicos (MEMS MOS). Para la adquisición de las señales provenientes de los sensores se implementa una tarjeta Raspberry Pi como servidor web, la cual permite adquirir los datos del paciente junto al de las señales en tiempo real, crea un fichero y mediante la habilitación del sistema con el internet de las cosas (IoT), el dispositivo almacena dicha información en un servidor web con la finalidad de que cualquier persona pueda acceder remotamente a los datos instantáneamente.

EL desarrollo de la nariz electrónica emplea actuadores y materiales propiamente aplicados y certificados para aplicaciones médicas, esto con el objetivo de brindar la mayor seguridad a los pacientes y además de poder caracterizar el sistema en función a la aplicabilidad del mismo. En la Figura 12 se ilustra un diagrama de flujo en el cual se especifica a detalle todo el proceso empleado dentro del sistema de olfato electrónico para registrar una muestra, donde se inicia mediante la habilitación de la válvula de apertura de la cámara de muestras, posterior a ello cuando el sensor de presión estabiliza su lectura realiza el cierre de la válvula y a través de un Heater calienta la muestra de aliento con el objetivo de eliminar la humedad contenida y evitar así la condensación de la muestra dentro de las mangueras. En esta primera etapa de acondicionamiento de la muestra el sistema cuenta con una tarjeta de circuito impreso encargada de registrar en tiempo real el valor de la temperatura, humedad y presión dentro de la cámara de muestras, el sistema de olfato electrónico esta caracterizado para realizar el registro de cada una de las magnitudes físicas que intervienen en este, desde valores de control hasta las respuestas características de cada sensor de gas, es por esto que dentro del diseño electrónico del dispositivo se llevó a cabo la adquisición de estos valores con la finalidad de llevar un registro para que al momento de realizar el procesamiento de los datos se puedan establecer fuentes de errores de toma de muestras y además de algunas condiciones ambientales diferentes en cada entorno si es el caso.

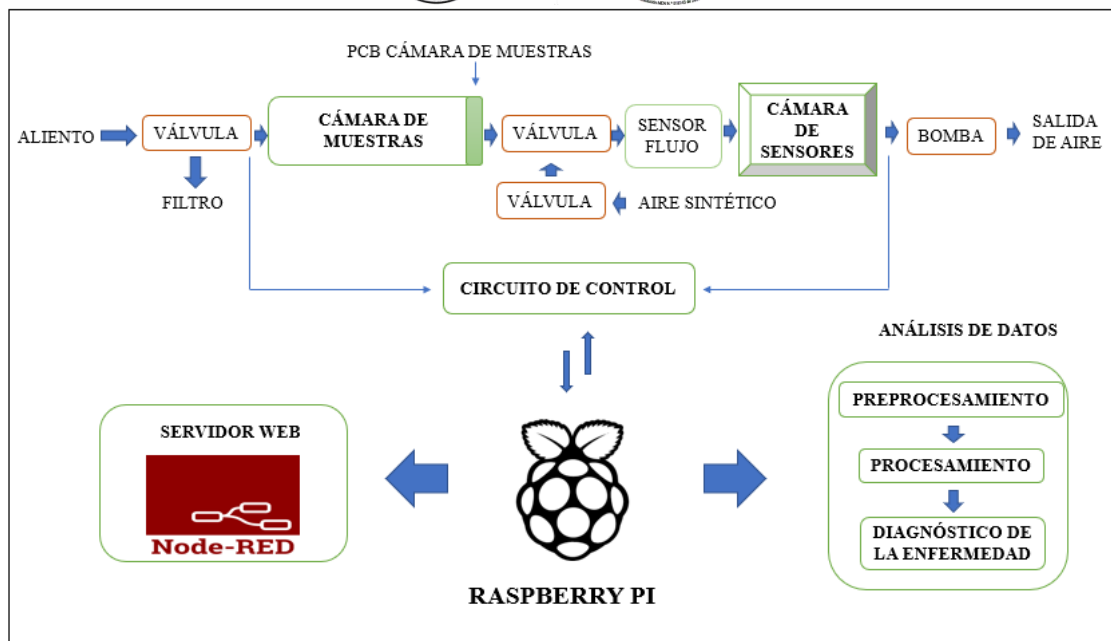


Figura 12 Diagrama de flujo del sistema de olfato electrónico desarrollado

En la segunda fase el sistema multisensorial se encarga de registrar los valores de cada capa sensitiva, esto inicia con la activación de las válvulas de apertura después de la cámara de muestras, a través del sensor de flujo ubicado después de la línea de la cámara de muestras y antes de la cámara de sensores es posible controlar el nivel de flujo aplicado a la cámara de sensores mediante la acción de la bomba de aire que está fijada al final, durante este proceso es indispensable garantizar que los sensores estén debidamente activados y con un tiempo prudente de funcionamiento para que logren estabilizar su línea base mediante el calentamiento de la capa sensitiva, además se debe garantizar que durante el trayecto la muestra no sea contaminada con el aire exterior y a su vez las pérdidas por fugas dentro del sistema sean casi nulas.

En la última fase está contemplado que mediante el uso de un servidor web desarrollado en la plataforma para IoT de Node-RED, se puedan guardar los datos de cada paciente junto a los datos recibidos por parte del dispositivo, la manipulación de datos mediante la habilitación del sistema con la tecnología IoT está contemplada mediante el uso de peticiones HTTP y el protocolo MQTT realizadas entre el cliente y el servidor, esto con el objetivo de emplear protocolos de comunicación IoT óptimos para el envío y recepción de datos entre el dispositivo y la nube, por otra parte el procesamiento de datos, se emplea aplicando algoritmos de reconocimiento de patrones y procesamiento de datos (PCA, LDA, CA, Machine Learning), de esta manera se permite validar y darle sentido al conjunto de datos adquiridos por la matriz de sensores; en modo general con esta última fase se busca clasificar entre grupos a los pacientes sometidos al sistema (pacientes sanos y aquellos con alguna condición de enfermedad).



3.2. Diseño del Dispositivo E-Nose

3.2.1. Matriz de Sensores

Los sensores de gases seleccionados para el desarrollo de la nariz electrónica están desarrollados bajo la tecnología de sistemas microelectromecánicos (MEMS) basados en semiconductores de óxido metálico (MOS), este tipo de tecnología aporta sistemas de detección óptimos, compactos y eficientes en la detección de volátiles, debido a la gran demanda que poseen actualmente en el mercado se han realizado desarrollos en campos de calidad de aire, mediante la detección de volátiles en el diagnóstico de sustancias nocivas para el ser humano, además de esto mediante el uso del internet de las cosas, es común encontrar sensores de tipo MEMS en dispositivos conectados a la red característicos de sistemas autónomos e inteligentes, sus características de funcionamiento y su alta sensibilidad a la presencia de volátiles determina el nivel de respuesta del sensor, es por esto que dentro del sistema de olfato electrónico se usa el protocolo I2C para el caso de los sensores digitales y un microcontrolador de alta velocidad ARM Cortex-M7 de 600MHz embebido en la tarjeta de desarrollo teensy 4.0, la selección de este micro se basó en el aprovechamiento del ADC de 24 bits puesto en la placa de control, dado a que sus características de frecuencia de muestreo requiere un dispositivo para comunicarse para el envío y recepción de los datos de alta velocidad, esto permite que el sistema de olfato electrónico sea propiamente adaptado para capturar las más mínimas variaciones de las señales en cuanto entre en contacto con un grupo determinado de volátiles .

Los sensores de gases mediante la capa sensitiva establecen el valor de una magnitud física que corresponde al nivel de concentración del gas, para este caso se usan los dos tipos de lectura posible, es decir, una matriz de sensores acoplada con 7 capas sensitivas de lectura analógica, y una matriz de sensores con 8 capas sensitivas diferentes de valores discretos conforme a como se presente la concentración de los volátiles expuestos dentro de la cámara de muestras. En la Tabla 8 se muestra detalladamente los principales compuestos orgánicos detectados por cada capa sensitiva de los sensores de gases donde las requieren de los siguientes tres bloques principales para el registro de las muestras. Una capa sensitiva compuesta por un microsensor encargado de percibir las variaciones de los volátiles, otra capa conformada por un microactuador para dar formato en valores discretos y por último un procesador que permite mostrar el valor de la magnitud física presente de acuerdo al nivel de concentración del gas.



TIPO DE SENSOR	REFERENCIA	CAPA SENSITIVA ASOCIADA (VOCS)	NIVEL DE CONCENTRACIÓN
ANÁLOGICOS	CCS801	Monóxido de Carbono (CO) Etanol y una amplia gama de VOCs	
	GM-602B	Sulfuro de Hidrogeno (H ₂ S) y benceno, etc.	0.5 - 50 ppm (H ₂ S)
	MICS-6814	Monóxido de Carbono (CO)	1 – 1000 ppm
		Dióxido de nitrógeno (NO ₂)	0,05 – 10 ppm
		Etanol (C ₂ H ₅ OH)	10 – 500 ppm
		Hidrógeno (H ₂)	1 – 1000 ppm
		Amoníaco (NH ₃)	1 – 500 ppm
		Metano (CH ₄)	> 1000 ppm
		Propano (C ₃ H ₈)	> 1000 ppm
		Iso-butano (C ₄ H ₁₀)	>1000 ppm
		Monóxido de Carbono (CO)	1 – 1000 ppm
		Dióxido de nitrógeno (NO ₂)	0,05 – 10 ppm
	MICS-6814	Etanol (C ₂ H ₅ OH)	10 – 500 ppm
		Hidrógeno (H ₂)	1 – 1000 ppm
		Amoníaco (NH ₃)	1 – 500 ppm
		Metano (CH ₄)	> 1000 ppm
		Sensor de gas (VOCs)	0 – 100 ppm
DIGITALES	BME680	Presión	300 – 1100 hPa
		Temperatura	0 – 100 %Rh
		Humedad	-40 – 85 °C
	CCS811	Sensor de gas	...
		VOCs equivalente	0 – 1187 ppb
		ECO ² (EVOC) calidad de aire.	400 – 8192 ppm
	SGP30	CO ₂	400 – 60000 ppm
		TVOC	0 – 60 ppb
	ZMOD4410	TVOC Calidad de aire interior (IAQ)	

Tabla 8 Respuesta característica de los sensores de gas tipo MEMS

En el desarrollo del sistema de olfato electrónico se utilizaron un total de quince capas sensitivas comprendidas en siete capas de lectura analógica, y ocho en valores digitales, tal y como se muestra en la tabla anterior. Los sensores de gas son de óxidos metálicos de tipo MEMS son usados por primera vez en un desarrollo de prototipo de nariz electrónica para la detección de enfermedades crónicas en la universidad de Pamplona, su selección se basó en las características de bajo consumo, escalabilidad en sus aplicaciones, presentan excelentes tiempos de respuesta,



son perceptibles en su respuesta a una gran variedad de VOCs, y además de esto su funcionamiento está basado en tecnologías de sensores micromecanizados de tamaño reducido que pueden ser habilitados para aplicaciones del internet de las cosas y el análisis de compuestos volátiles provenientes de los seres humanos, entre otras.

3.2.1.1. Matriz de Sensores Analógicos

A continuación, se especifica en detalle las configuraciones eléctricas aplicadas para el diseño de la matriz de sensores analógicos, el desarrollo electrónico completo se muestra en la sección de anexos de este documento. En la Figura 13 se muestra la configuración típica para el sensor de gas CCS801 que dentro del desarrollo se le asigna la etiqueta U9. Este sensor de gas es empleado en aplicaciones de control de calidad de aire, además es característico por presentar respuesta a concentraciones de monóxido de carbono equivalente (eCO₂) y a una amplia gama de compuestos orgánicos volátiles.

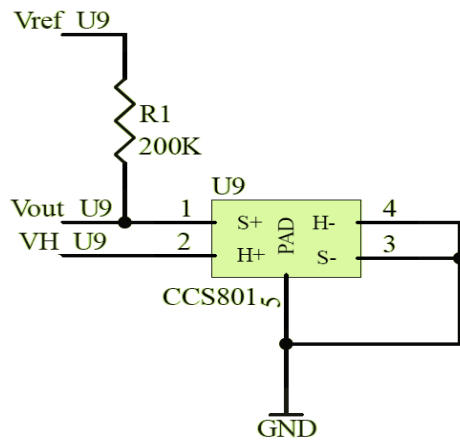


Figura 13 Esquema eléctrico característico para el sensor CCS801

Su principio de funcionamiento está basado en la respuesta obtenida por la capa sensitiva una vez se le proporciona un voltaje de alimentación (V_H) directamente al microcalentador (R_H) con un consumo de energía típico de 33mW, esto genera que el calentador aumente su valor de temperatura hasta llegar a un punto de referencia específico, permitiendo aumentar la correlación de concentración de gases en base al cambio de resistencia de la capa de detección de MOS (R_S). Según corresponde el calentador puede estar trabajando en modo constante o modulado para reducir el consumo de energía (recomendado), es por esto que la entrada del calentador del U9 (V_{H_U9}) es controlada mediante el microcontrolador a través de una señal PWM permitiendo realizar mediciones ocasionales y apagando el calentador cuando no se esté leyendo su salida, la ecuación (27) describe el comportamiento del sensor, este realiza un control de medición a través de la resistencia dependiente del gas de la capa de detección.

$$R_s = R_L * (V_{adc}) / (V_{DD} - V_{adc}) \tag{27}$$

La respuesta del sensor CCS801 según la ficha técnica está contenida por el arreglo de la resistencia R1 y la del calentador (R_H) que al compartir un nodo en común con la salida forman un circuito divisor de tensión, lo cual permite que el controlador calcule la resistencia actual del calentador (R_H) en las etapas de acondicionamiento/medición, compare en la siguiente etapa el valor de la resistencia del calentador establecido con el valor de la resistencia del punto de ajuste y de esta manera establezca un nivel de tensión a la salida del ADC, que es el encargado de digitalizar las señales y darles formato para su posterior aplicación.

Otro sensor de gas empleado es el GM-602B que emplea una placa caliente de micro fabricación de sustrato de silicio, cuando este entra en contacto con el gas su conductividad eléctrica aumenta de manera proporcional a la concentración del gas. En la Figura 14 se muestra su esquema eléctrico característico, según se especifica en su ficha técnica el sensor de gas requiere de dos entradas de alimentación, una que establece el suministro de temperatura de trabajo específica del sensor ($V_{H,1.9V}$), y el otro voltaje establece el valor de tensión para la resistencia de carga que trabaja a un nivel de tensión de 5V respectivamente y un consumo de energía típico $< 40mW$.

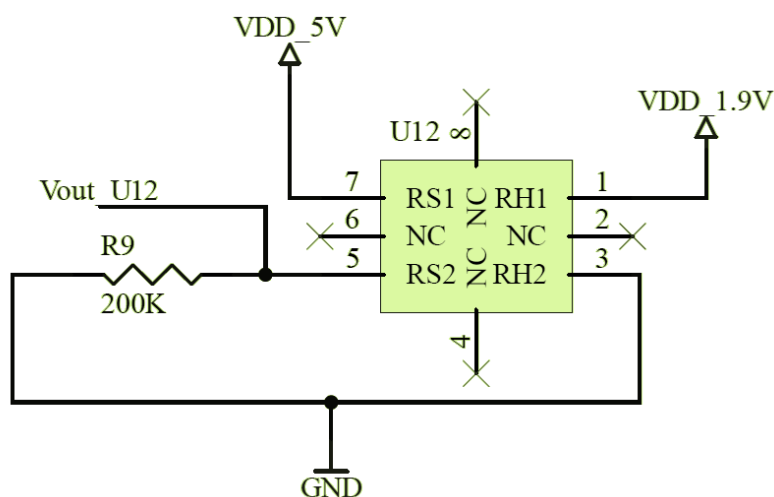


Figura 14 Esquema eléctrico característico para el sensor GM-602B

La ecuación (28) representa el valor de salida para el sensor de gas, su tensión puede ser leído por el ADC a través de un divisor de tensión mediante la relación de la resistencia de carga con la del sensor, según corresponde el sensor requiere de un tiempo de precalentamiento específico hasta que la resistencia del sensor se equilibre químicamente en su interior.

$$V_{out} = (R9 * VDD) / (R9 + RS) \quad (28)$$

Estos son susceptibles a que su precisión varíe de acuerdo a factores que sean incontrolables, el GM-602B se ve seriamente afectado a valores de temperatura y humedad excesivos, además

mantiene una relación de entrada/ salida no lineal y en muy pocas ocasiones presenta una medición repetitiva con respecto a la concentración de gas, es importante resaltar que para mantener la vida útil de estos sensores tipo MEMS el sistema de nariz electrónica cuenta con un sistema de acondicionamiento de las muestras de VOCs, en donde se elimina en su mayoría la humedad proveniente del aliento, con el objetivo de minimizar la condensación de las muestras.

Para el caso del sensor de gas MICS-6814 mostrado en la Figura 15 caracterizado por detectar una gran variedad de compuestos orgánicos presentes en una concentración de gas, debido a que está constituido internamente por tres capas sensitivas totalmente independientes integradas en un mismo chip como se muestra en el esquema del U11, su consumo de energía típico es de 50mW. Su funcionamiento consta a partir de las resistencias R6, R7 y R8 respectivamente que son las encargadas de establecer los valores de temperatura correspondientes para cada calentador de las capas sensitivas, dichos valores son establecidos por el fabricante ante unas condiciones específicas de ambiente.

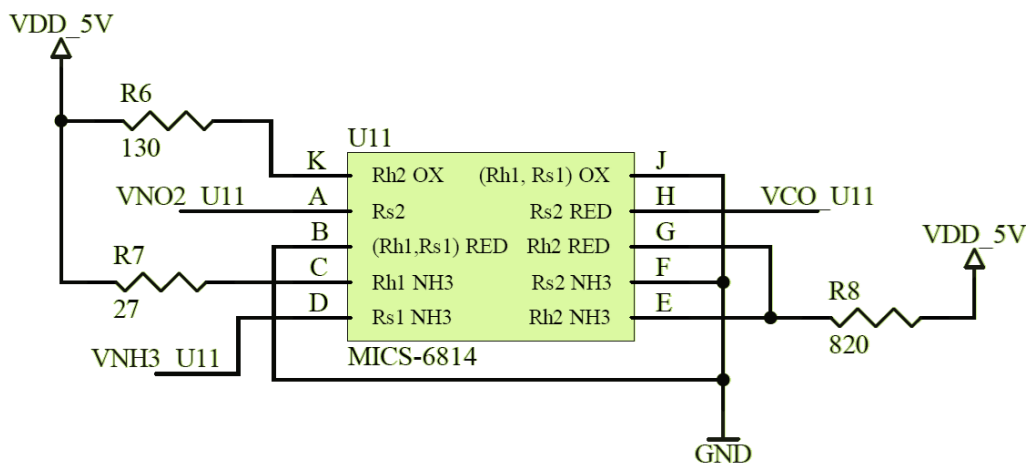


Figura 15 Esquema eléctrico característico para el Sensor de Gas MICS-6814

En las ecuaciones (29), (30) y (31) respectivamente se describe analíticamente la relación de tensión de cada una de la capas sensitivas en respuesta a la presencia de un gas, estas relaciones corresponden al valor de carga de cada capa sensitiva con respecto a la resistencia del sensor, de esta manera el ADC puede leer la variación del divisor de tensión y registrar el nivel de concentración de gas dentro de la cámara de muestras.

$$V_{NH3} = (R_S * V_{DD}) / (R_S + R_{L3}) \quad (29)$$

$$V_{NO2} = (R_S * V_{DD}) / (R_S + R_{L2}) \quad (30)$$

$$V_{CO} = (R_S * V_{DD}) / (R_S + R_{L1}) \quad (31)$$

Y por último como sensores de gas de lectura analógica en el sistema de olfato electrónico se emplea el MICS-4514 que de igual manera a la referencia anterior es característico por detectar una amplia gama de concentraciones de gases debido a sus dos capas sensitivas independientes integradas. En la Figura 16 se establece el circuito empleado para registrar los valores de sus lecturas, según su ficha técnica R4 y R5 establecen el valor necesario de temperatura para las dos capas sensitivas y mediante los voltajes reflejados en las resistencias de carga se estima el valor de la lectura para las dos salidas del sensor respectivamente, su consumo de energía típico según su ficha técnica es de 76 mW.

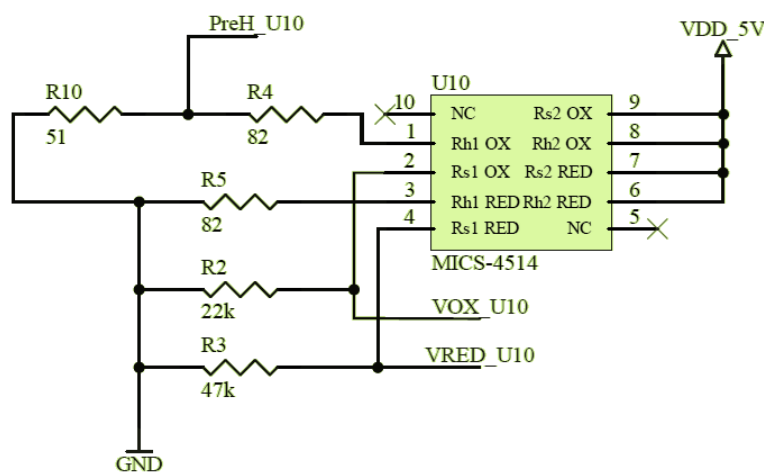


Figura 16 Esquema eléctrico característico para el Sensor de Gas MICS-4514

Como es característico de los sensores de gas analógicos empleados en el diseño, su lectura a través del ADC se realiza mediante la relación de las resistencias de carga, tal y como se describe en las ecuaciones (32) y (33) que a través de un divisor de tensión permite registrar el valor del sensor, otro factor importante es que a través de un voltaje de precalentamiento se puede preparar el sensor para que recupere sus características químicas y pueda responder a las concentraciones de gas óptimamente en un tiempo corto.

$$VOX = (R2 * VDD) / (RS + R2) \quad (32)$$

$$VRED = (R3 * VDD) / (RS + R3) \quad (33)$$

Es importante resaltar que para el caso de los sensores de gas de óxido metálico la resistencia cambia de acuerdo a la presencia de los gases, en algunos casos su valor de resistencia se ve alterado y en algunos otros no. Como su respuesta no resulta ser lineal, la respuesta puede registrarse y adaptarse al valor según corresponda. Una de las principales características de estos sensores de gases es que suelen ser empleados para la detección de gas en general, en vez de tratar obtener una mayor precisión como la que ofrecen los sistemas de tipo analítico sofisticados, esta

es la razón por la cual se describe a estos sensores de gases como detectores de eventos, debido a que son característicos por su alta sensibilidad y un nivel de precisión no tan específico.

De acuerdo a los diagramas esquemáticos característicos presentados anteriormente de los sensores de gas se implementó el diseño de la matriz de sensores analógica. En la Figura 17 se muestra la placa de circuito impreso desarrollada, en esta se observan la vista de la capa superior (Top Layer), como la de la capa inferior (Bottom Layer), sus características de diseño se abordaron el capítulo anterior en donde se especifican las normatividades de diseño y demás consideraciones tenidas en cuenta a la hora de diseñar circuitos impresos, para este caso el diseño se desarrolla con un ancho de traza mínimo de 1.24 mm según corresponde al valor permitido para mantener estables los valores de tensión y de señal.

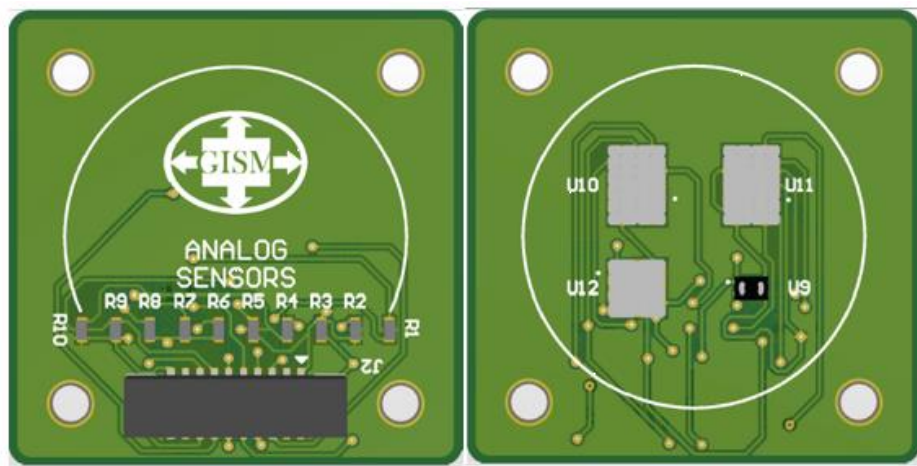


Figura 17 *Diseño de la matriz de sensores analógicos (Layout)*

3.2.1.2. Matriz de Sensores Digitales

A continuación, se muestran las configuraciones eléctricas aplicadas para el diseño de la matriz de sensores digitales, en este caso se obtienen 8 señales, es importante mencionar que para este tipo de matriz se usaron dos sensores de gas por cada referencia con el objetivo de realizar una comparación entre dos señales del mismo tipo y a su vez promediar dichos valores con el objetivo de obtener una señal unificada y con la mayor cantidad de información posible. El tipo de comunicación empleada para la recepción y envío de datos desde el controlador a cada dispositivo esclavo (sensor) es el protocolo de comunicación I2C el cual ha sido especificado en secciones anteriores y gracias a su arquitectura permite la confirmación de los datos recibidos con la facilidad de conectar varios dispositivos al maestro al mismo tiempo. En la Figura 18 se presenta el diagrama característico de funcionamiento para el sensor de gas BME680 el cual se basa en la



medición de gas, humedad, temperatura y presión, sus características de bajo consumo de energía (46 mW) y su estructura micromecanizada hacen que su uso sea muy común en dispositivos de sistemas inteligentes.

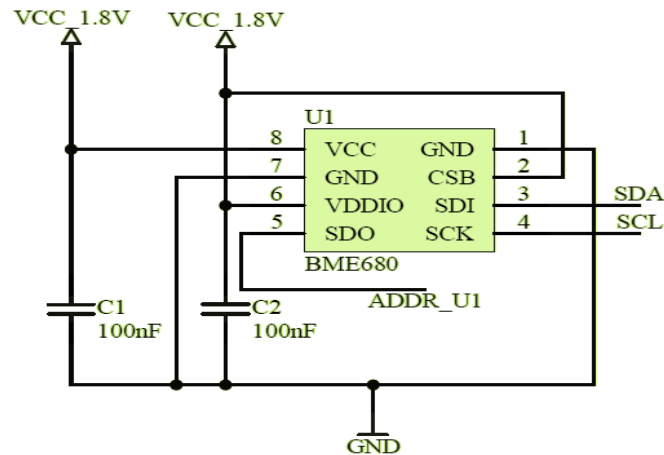


Figura 18 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas BME680

Dentro de sus especificaciones técnicas el BME680 establece que puede operar en 2 modos de potencia de bajo nivel, para el primer caso en el modo suspensión no se lleva a cabo ningún tipo de mediciones con el objetivo de minimizar al máximo su consumo de energía, en su segundo modo las conversiones de temperatura, humedad, presión y gas se realizan secuencialmente y después de haber realizado la lectura vuelven a su estado por defecto esperando nuevamente un valor de registro que habilite una nueva petición, para compensar sus valores de presión, humedad y gas, utiliza como referencia el valor del sensor de temperatura integrado caracterizado por estar optimizado ante referencias de ruido y emplear un alto valor de resolución. Para el caso del U1 su diseño está basado en dos pines que permiten el envío y la recepción de datos, un pin (ADDR_U1) que es el encargado de asignar una dirección de comunicación específica del esclavo para el control desde el maestro, y unos capacitores de desacople encargados de filtrar cualquier fuente de ruido que pueda afectar la precisión y calidad del sensor en la detección de la muestra.

En la Figura 19 se establecen las principales características del sensor digital de óxido metálico CCS811, el cual según su ficha técnica responde satisfactoriamente en la detección de compuestos volátiles, y de otros compuestos tales como alcoholes, aldehídos, cetonas, ácidos orgánicos, entre otros. Su principio de funcionamiento se basa en el uso de una microplaca calefactora de bajo consumo de energía (60 mW) que permite una solución altamente confiable para sensores de gas, su tiempo de respuesta es característico como en todos los sensores de tipo MEMS por ser relativamente cortos, debido al tipo de comunicación digital que maneja (I2C) permite reducir significativamente el diseño de software y de hardware en los campos que es aplicado.

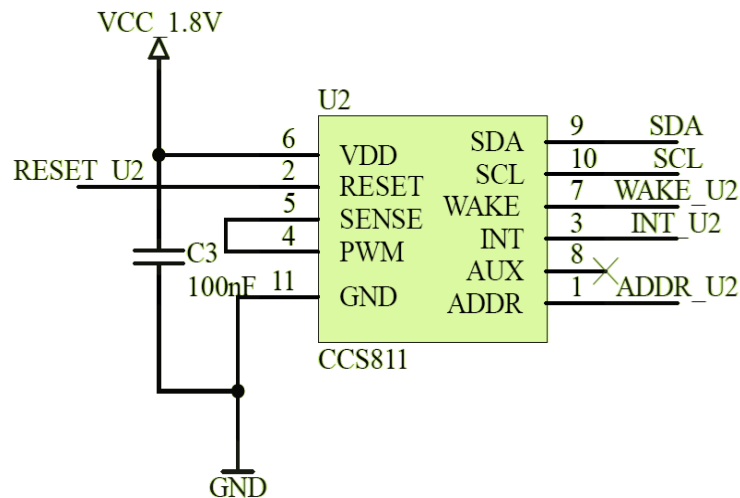


Figura 19 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas CCS811

En su esquema eléctrico característico el U2 como se le es asignado dentro del diseño al sensor digital CCS811, consta de dos pines lógicos de comunicación encargados del envío de datos (SDA) y de la sincronización de los tiempos de reloj (SCL) para llevar a cabo la comunicación; a su vez permite establecer un pin lógico en estado bajo para el reinicio del sensor (RESET_U2) siempre y cuando este lo requiera, un pin de activación (WAKE) para realizar una lectura, un pin de interrupción de salida (INT) que es el encargado de mostrar cuando se haya hecho una lectura o se haya generado un error al acceder a los datos, por ultimo está el pin que establece una dirección de comunicación para el sensor en específico. En la Figura 20 se relacionan las principales características de la configuración dentro del diseño para el sensor digital SGP30, según su ficha técnica se caracteriza por presentar una alta reproducibilidad y confiabilidad en los datos a medida que pasa el tiempo, según corresponde su esquema cuenta con los dos pines característicos de comunicación para el envío de datos, y de dos capacitores de desacople con el objetivo de eliminar en gran parte las fuentes de derivas que puedan ocasionar un estado de confusión internamente en el sensor y para evitar que todo esto genere una captura de datos de forma errónea. Su funcionamiento consta de un sensor tipo MOS de placa caliente, que junto a un microcontrolador regula internamente los valores de tensión, realiza la conversión del voltaje analógico y establece los valores de compuestos orgánicos totales y del dióxido de carbono presente en el entorno.

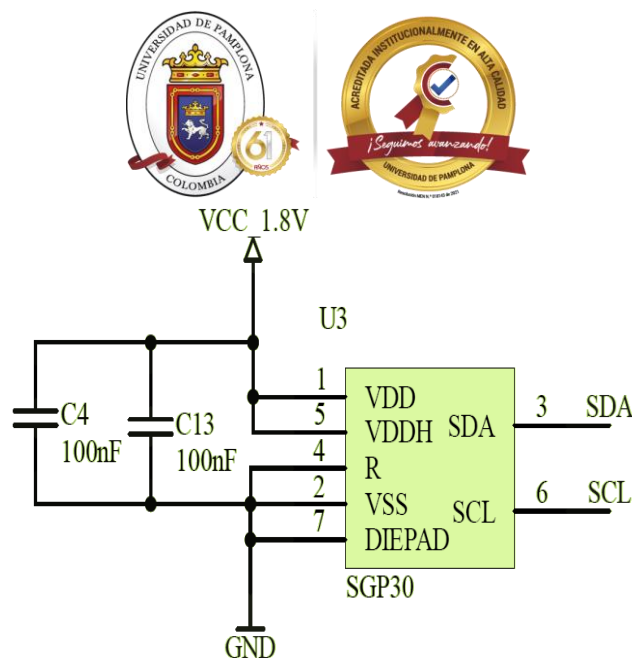


Figura 20 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas SGP30

En la Figura 21 se muestra la configuración empleada para el sensor de gas ZMOD4410, su funcionamiento está basado en una placa de consumo relativamente bajo (30 mW) que se calienta por medio de una estructura tipo MEMS que mediante un proceso de acondicionamiento de la señal controla el valor de la temperatura del sensor y establece la conductividad del metal óxido semiconductor que corresponde de acuerdo a la concentración de gas presente en la cama de muestras. El esquema eléctrico característico para el U4 se compone de un pin de reinicio (RESET_U4) que establece sus valores a por defecto cuando sea necesario, otro pin lógico de interrupción que establece el estado de ejecución para el sensor, y se complementa con los pines característicos que realizan la comunicación de datos.

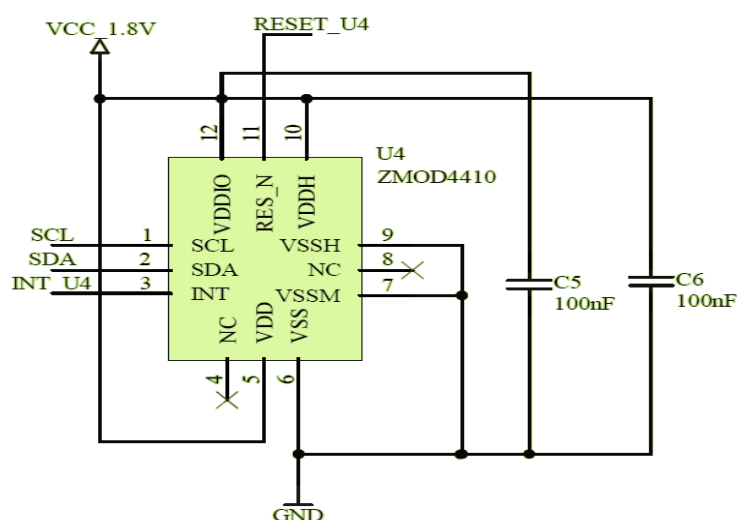


Figura 21 Esquema eléctrico característico para el sensor de gas ZMOD4410

De acuerdo a los esquemas característicos de los sensores digitales se desarrolló la PCB de la matriz de sensores digitales. En la Figura 22 se observan las vistas de la capa superior (Top Layer), como la de la capa inferior (Bottom Layer) que establecen la distribución para cada uno de los

sensores de gas, teniendo en cuenta que se emplearon 2 chips de sensores MOS por cada referencia registrada y además de los capacitores y resistencias empleadas en cada uno de los esquemas eléctricos.

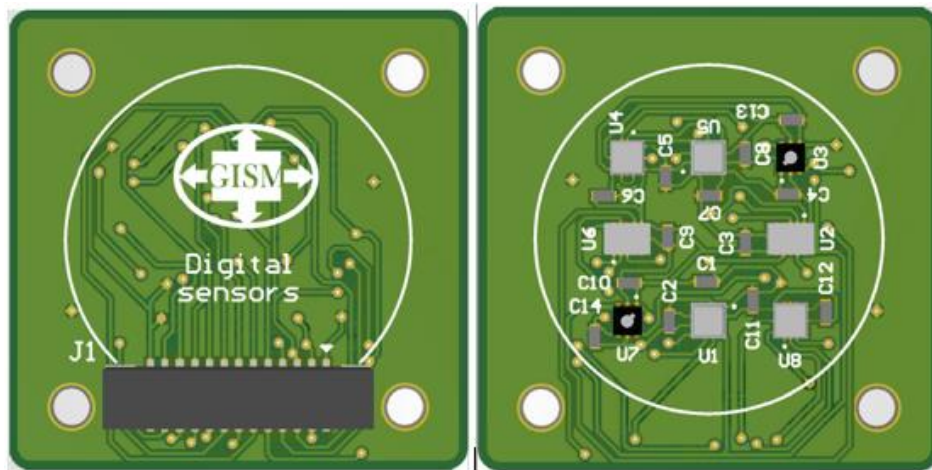


Figura 22 Diseño de la matriz de sensores digitales (Layout)

3.2.2. Características de Diseño de la Tarjeta de Control del Dispositivo E-nose

Dentro de esta sección se abordan detalladamente todos los parámetros requeridos para el funcionamiento del dispositivo de olfato electrónico, se especifican las características de diseño para cada valor de tensión requerido, también de las señales encargadas de activar el calentador (heater) de cada capa sensitiva, además del control de los actuadores (bombas, válvulas, resistencia de calentamiento, entre otros), de los sistemas de protección empleados para reducir las fuentes de ruido eléctrico y poder optimizar el consumo de energía dentro de la placa de control. Es por esto que gran parte de este trabajo de investigación se basó en el desarrollo de hardware del sistema de olfato electrónico, para esto. En la Figura 23 se realizó el montaje en protoboard del desarrollo electrónico a implementar para en su momento hacer las debidas correcciones en cada fase del diseño , el montaje de prueba consta de la parte de adquisición de los sensores de gas, y de los reguladores de tensión requeridos para cada capa sensitiva, debido a que estos funcionan a niveles de tensión diferentes en su mayoría se optó previamente por configurar un divisor de tensión el cual permitía asignarle el valor de voltaje correspondiente para cada alimentación del sistema, otra configuración necesaria para realizar las pruebas pertinentes de las tarjetas de sensores que previamente fueron obtenidas, fue la de establecer un nivel lógico de comunicación debido a que la Raspberry Pi funciona a niveles lógicos preestablecidos, para esto se implementaron convertidores de nivel de 5V a 3,3 V, por su parte se realizaron pruebas con amplificadores operacionales comunes con el fin de establecer valores de ganancia para cada una de las señales

que permitieran observar de forma clara la respuesta en voltaje de cada sensor de gas, en la Figura 23 se muestra gráficamente las configuraciones aplicadas en un inicio para el diseño de la placa de control.

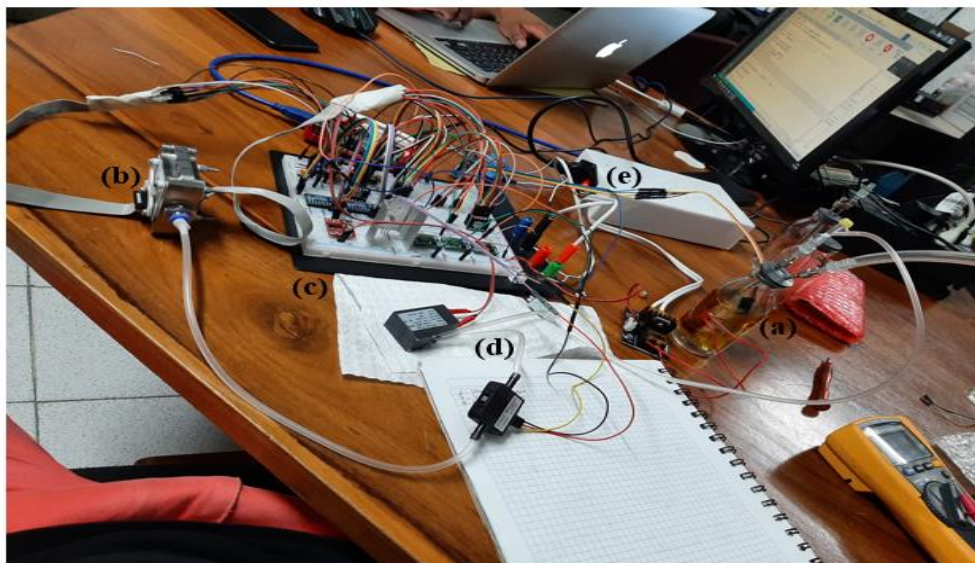


Figura 23 Pruebas empleadas para el diseño de la PCB de control del sistema multisensorial

En la figura anterior la parte (a) corresponde al recipiente que contiene una muestra de volátiles y en base a un heater permite el acondicionamiento de la muestra de aliento, posterior a ello a través del diagrama (b) la cámara de sensores se encarga de responder a cada una de las concentraciones aplicadas a la cámara de muestras a través de los actuadores (d), mediante las señales de control establecidas desde el diseño del circuito. Por otra parte en la Figura 24 se muestra la configuración empleada para validar la respuesta de los sensores ante la presencia de volátiles, en la parte (a) corresponde al aire sintético que se le aplica al sistema en el momento de hacer la limpieza, esto también permite que los sensores de gases recuperen su línea base más rápido y puedan establecer su lectura eliminando los residuos que estén presentes dentro de la cámara, la parte (b) corresponde a la Raspberry pi que como dispositivo hardware es empleado para la adquisición de los datos de los sensores digitales y del registro de valores analógicos; la parte (c) representa el monitor donde se muestran las señales y se generan las acciones de programa para la habilitación del dispositivo multisensorial.



Figura 24 Prueba de validación inicial del funcionamiento de la Nariz electrónica

Inicialmente en las pruebas se usaron conectores no fijos (jumpers), esto generó problemas en la comunicación I2C entre los sensores digitales y la Raspberry Pi, además para la parte de los canales analógicos se empleó previamente un ADC de 12 bits, esto implicaba un desarrollo electrónico de una etapa de amplificación para cada una de señales a través de operacionales, en base a lo anterior para evitar todos estos inconvenientes y como característica de diseño se optó por emplear cables tipo flex los cuales constan de una cinta de hilos que como característica principal permiten a través de un conector tipo dip reducir señales de interferencia y mantener estable la conexión dentro del circuito, por otra parte para reducir la cantidad de componentes en etapas de amplificación y demás para el acondicionamiento de las señales se eligió un ADC de alta resolución (24 bits) el cual a través de configuraciones de registros permite asignar valores de ganancias, filtros, comparaciones de las señales entre entradas unipolares y diferenciales totalmente independientes en sus 16 canales, esta característica de selección de componentes permitió en gran parte reducir el desarrollo electrónico para la etapa de acondicionamiento de las señales, además los sensores de gas tipo MEMS MOS requieren de un dispositivo capaz de percibir mínimas variaciones en su medida debido a sus respuestas característicamente rápidas. En la Figura 25 se ilustra la respuesta de los sensores de gas a una muestra de vino, con esta prueba de validación del funcionamiento de las cámaras de sensores de gas se corroboró que los esquemas empleados para el diseño de las tarjetas de circuito impreso era el adecuado tal y como el fabricante de cada sensor lo predispone en su hojas de datos, en la imagen se observa un total de 7 capas sensitivas de los sensores de gases correspondientes a la matriz de sensores analógicos.

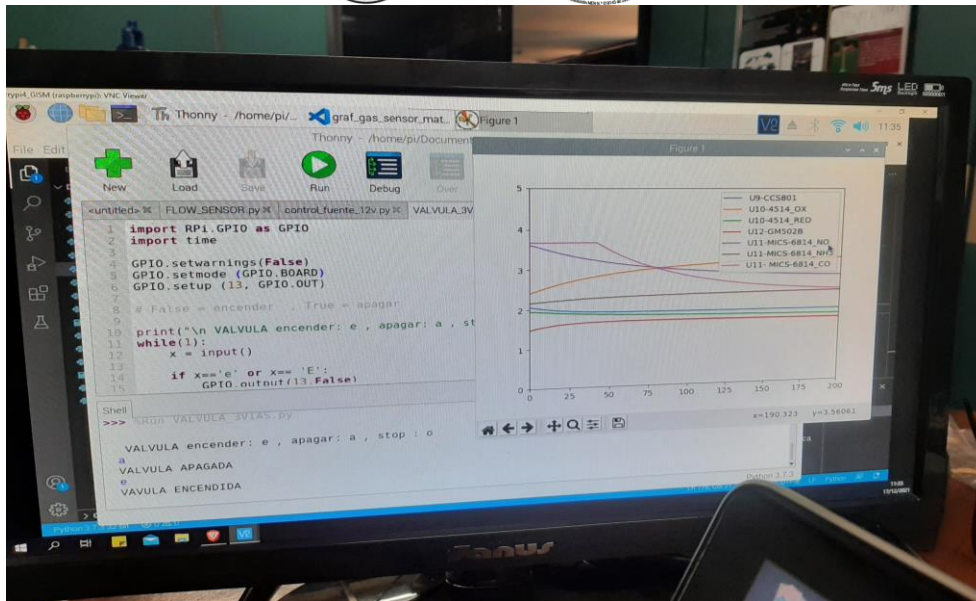


Figura 25 Respuesta de los sensores de gas de lectura analógica en el prediseño

En base a las consideraciones de diseño y a cada uno de las pruebas realizadas en el laboratorio para el diseño de control fue posible realizar el diseño en el software Altium Designer de la PCB de doble capa que permite el control del dispositivo E-nose, a continuación se describe detalladamente cada una de las etapas del circuito, En la Figura 26 se implementó un sistema de protección y filtrado que garantiza el valor de entrada del circuito para un funcionamiento seguro, dentro del esquema eléctrico el diodo Schottky (D3) está conectado en serie con la fuente de energía con la finalidad de brindar protección a la placa de control ante una conexión accidental de polaridad invertida en la entrada, su gran ventaja en esta aplicación es aprovechar su baja caída de voltaje directo para lograr reducir en gran parte las pérdidas de energía.

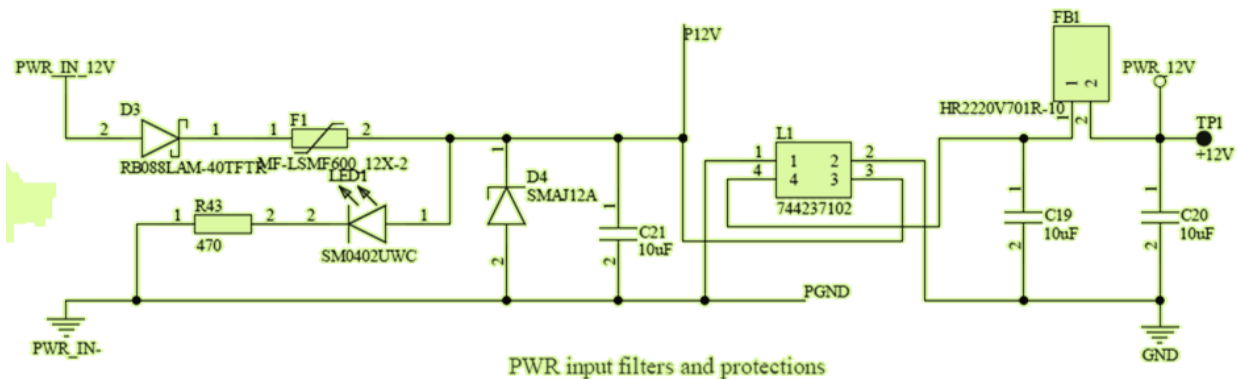


Figura 26 Protección de entrada para el voltaje de alimentación del dispositivo

La simplicidad de los sistemas de protección para los circuitos electrónicos infieren cada vez más en el desarrollo de técnicas de menor costo que permitan minimizar las perturbaciones de interferencias externas garantizando un desarrollo óptimo para la compatibilidad electromagnética, en este caso el fusible de la fuente de alimentación (F1) brinda protección ante cortocircuitos que podrían causar una descarga eléctrica y generar una mayor complicación dentro del mismo, también esta acoplado el uso de un indicador que permite visualizar el estado de la conexión, otro factor sumamente importante para la aplicación del diodo Schottky (D4) es que a través de este se garantiza una vía de retorno para la supresión transitoria de la corriente a través del inductor (L1). (C19, C21) junto a los inductores en serie (L1, L2) son los encargados de reducir el ruido de modo diferencial y C20 se encarga de minimizar el ruido de modo común.

Para el caso del convertidor DC/DC TPS54231 mostrado en la Figura 27 el esquema eléctrico empleado para el suministro de energía para los convertidores de nivel y de los activadores del precalentador de los sensores analógicos, está diseñado para reducir el nivel de tensión de entrada a un valor aproximado de 3.3 V que correspondan en todo el circuito a los valores establecidos dentro del diseño.

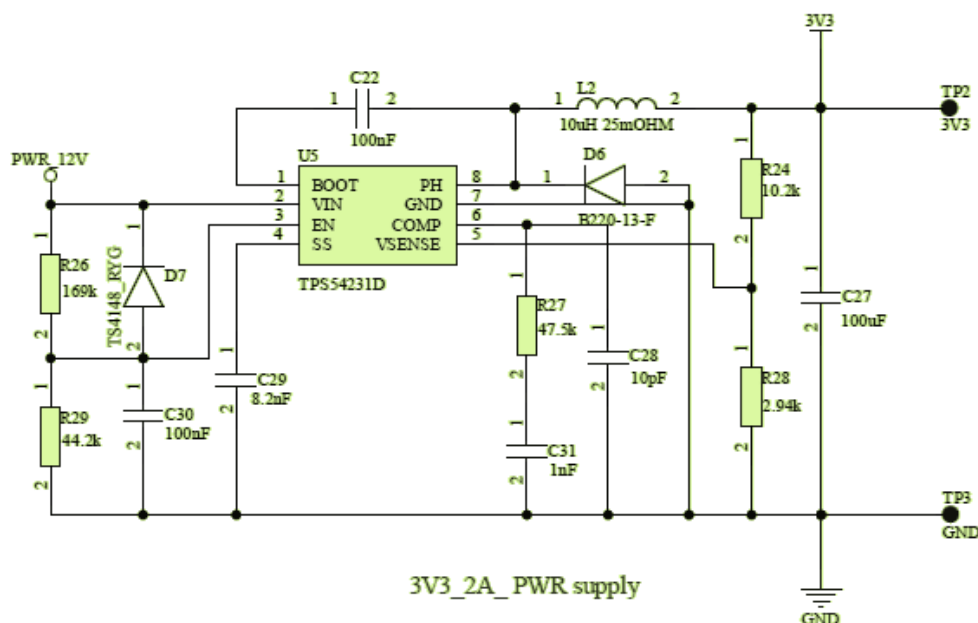


Figura 27 Características de la fuente de alimentación de 3,3V a 2A

Su voltaje de salida tal y como se observa en la ecuación (34) está regulado mediante el arreglo de divisor de tensión entre las resistencias (R24, R28) respectivamente, (L2, C30) corresponden a los componentes encargados de realizar un filtro a la salida, debido a que el convertidor es compensado externamente. (R26, R29) establecen el voltaje de umbral de habilitación manteniéndolo por arriba o por debajo de su valor típico que es de 1.2V y (C27) realiza la función de desacoplar las componentes de ruido que lleguen a filtrarse.

$$V_{out} = V_{ref} * \left[\left(\frac{R_{24}}{R_{28}} \right) + 1 \right] \quad (34)$$

$$V_{out} = (0.8V) * \left[\left(\frac{10.2K\Omega}{2.94\Omega} \right) + 1 \right] = 3.51 V \quad (35)$$

Otra referencia de convertidor DC/DC empleado es el TPS54332 que se caracteriza por regular el voltaje de salida del circuito a 3.5 A, este está asignado para los valores de tensión de los actuadores y además es el encargado de suministrar energía a la raspberry Pi en todos los procesos, por ende, se diseñó con un valor de amperaje alto, esto con el fin de garantizar un óptimo funcionamiento del sistema y de minimizar al máximo la pérdida de energía por efecto Joule. En la Figura 28 se presenta el esquema eléctrico característico para este convertidor, su voltaje de entrada está basado en la fuente de alimentación de 12V, en el pin EN que asigna una fuente de corriente pullup interna que es usada para el ajuste del convertidor.

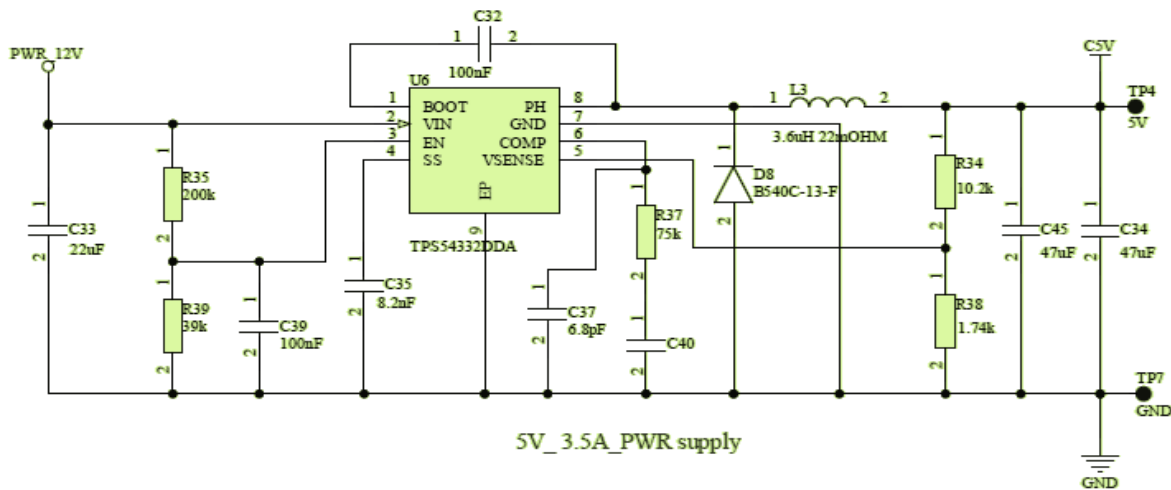


Figura 28 Características de la fuente de alimentación de 5V a 3,5 A

La ecuación (36) describe el valor de tensión de salida del convertidor, como es característico de este tipo se emplea la relación de divisor de tensión entre las resistencias (R34, R38) que establecen un valor superior al esperado debido a que se sobredimensiona para cuando se conecte la carga se mantenga el voltaje y la energía dentro del circuito, evitando que genere un cambio abrupto, (C39) cumple la función de desacople a la entrada para darle estabilidad al circuito, y para el caso del filtro a la salida se encargan (L3, C45) de reducir las interferencias y de presentar un filtro a la salida,

$$V_{out} = V_{ref} * \left[\left(\frac{R_{34}}{R_{38}} \right) + 1 \right] \quad (36)$$

$$V_{out} = (0.8V) * \left[\left(\frac{10.2K\Omega}{1.74\Omega} \right) + 1 \right] = 5,48 V \quad (37)$$

Un factor de diseño que influye considerablemente es el del capacitor de salida con la clasificación de voltaje de corriente continua, la clasificación de corriente de ondulación y el de la resistencia en serie equivalente. El valor de la resistencia en serie es importante junto con el valor de la corriente del inductor debido a que determinan la cantidad de voltaje de ondulación a la salida. Otro nivel de tensión empleado dentro del circuito de control es el de 1.8 V, este valor es muy importante dentro del diseño debido a que se emplea para la alimentación de los sensores digitales y toda la parte digital de funcionamiento. En la Figura 29 se muestra el esquema eléctrico empleado, su entrada se toma del regulador de voltaje mostrado en la Figura 28, y mediante un arreglo característico se obtiene este valor a la salida, además de emplearse para la alimentación de los sensores digitales, se utiliza para establecer el voltaje de los convertidores lógicos de nivel para la comunicación I2C, también es el encargado de fijar los valores lógicos de los pines (RESET, WAKE y ADDRESS) de los sensores digitales.

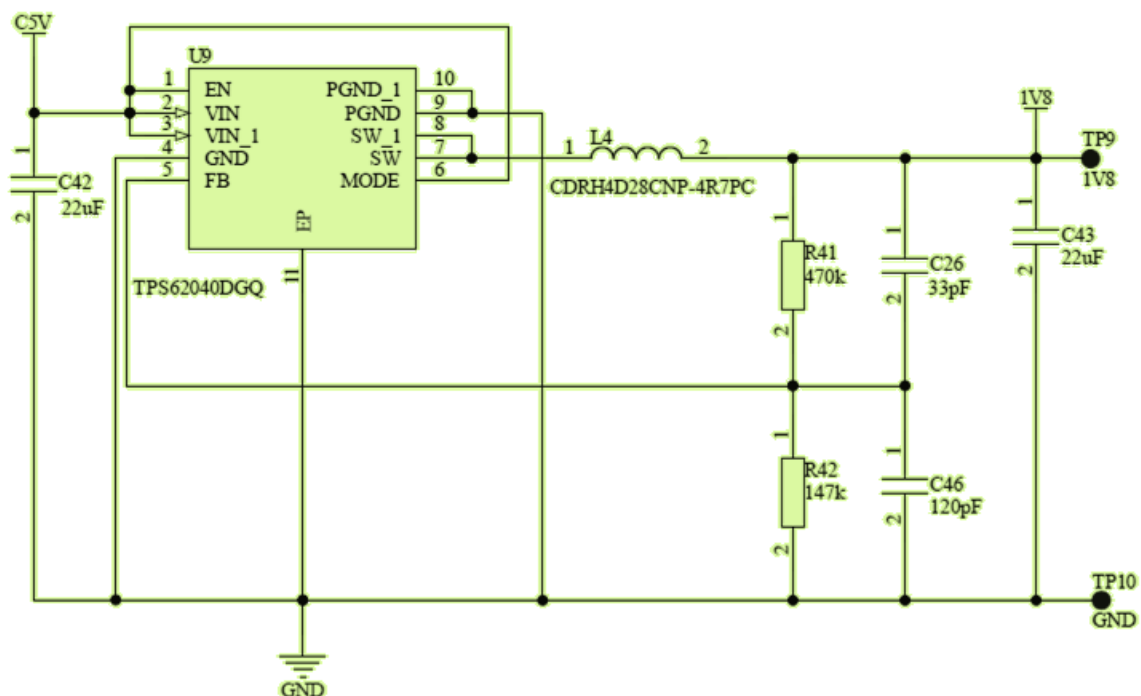


Figura 29 Características de la fuente de alimentación de 1,8V a 1,2A

Este tipo de convertidor/ reductor son caracterizados por su alta eficiencia ya que son desarrollados para aplicaciones portátiles y de valores de tensión específicos, según su ficha técnica su salida se ajusta al divisor de resistencia externo establecido por (R41, R42), su relación se muestra en la ecuación (38) en donde se emplea el voltaje de referencia por defecto de 0,5 V y el valor de las resistencias mencionadas anteriormente.

$$V_o = 0.5 \text{ V} * (1 + (R41/R42)) \quad (38)$$

$$V_o = 0.5 \text{ V} * (1 + (470\text{k}\Omega/147\text{k}\Omega)) = 1.98 \text{ V} \quad (39)$$



Un factor importante a tener en cuenta dentro del diseño del regulador es que la suma de las resistencias del divisor de tensión no puede superar el valor de $1M\Omega$, esto para poder garantizar la estabilidad en el circuito. El uso del divisor capacitivo dentro del diagrama (C26, C46) minimiza el ruido de retroalimentación, sin degradar el rendimiento transitorio de la carga que están establecidos por valores típicos ofrecidos dentro de la hoja de datos; el uso del inductor dentro del circuito se justifica debido a que a través de este se puede optimizar el rendimiento del regulador, por lo tanto, la resistencia del inductor influye en la eficiencia del convertidor, (C42, C43) están en función de desacople de componentes de ruido que puedan generar interferencia.

En la Figura 30 se muestra el circuito empleado para el regulador de voltaje del sensor analógico U12, los 2.5 V son empleados para que el sensor pueda calentar sus capas sensitivas antes de que se realice una medición; se caracteriza por su buen rendimiento transitorio de línea y de carga, y por mantener un voltaje a la salida fijo sin necesidad de emplear gran cantidad de componentes electrónicos, el condensado de la entrada contrarresta las fuentes de entrada reactivas y permite mejorar considerablemente la respuesta transitoria brindándole estabilidad al circuito.

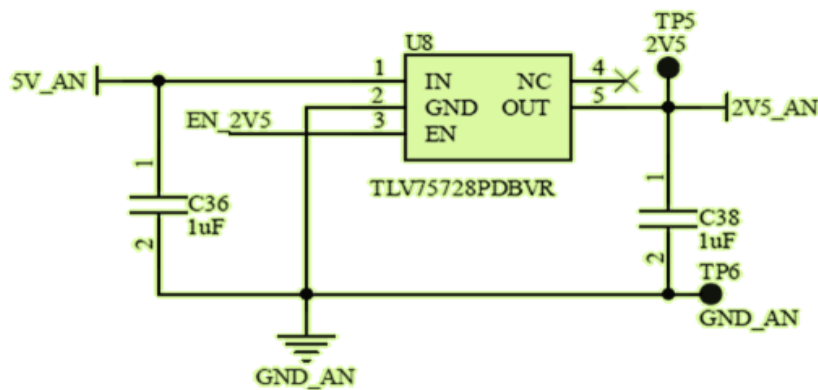


Figura 30 Regulador de tensión de 2.5V a 1A

En la Figura 31 se muestra el esquema eléctrico empleado para las correspondientes habilitaciones de la comunicación I2C, el integrado TCA9803 consta de un búfer bidireccional de doble canal que proporciona un cambio de nivel en los dos sentidos de cada configuración (transducción entre voltajes bajos y valores más altos), debido a que cuenta internamente con una fuente de corriente interna del lado B no requiere de resistencias pull-up, de esta manera se obtiene un tiempo de subida mejorado y un consumo de energía muy bajo.

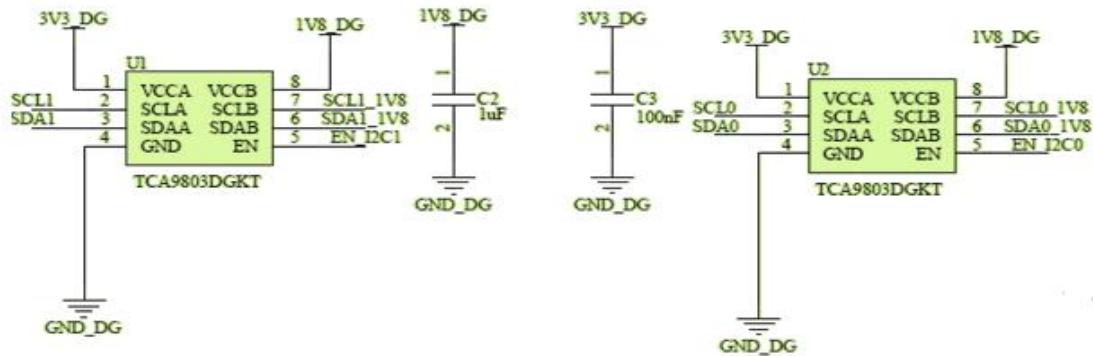


Figura 31 *Búfer bidireccional de doble canal para I2C*

Dentro del diseño el convertidor de niveles lógicos para la comunicación I2C cumple la función de establecer los mismos valores de tensión en cuanto a los sensores digitales y la raspberry Pi, debido a que en el diseño la salida de los sensores corresponde a un valor lógico de 1.8 V y de esta manera la información adquirida no puede ser registrada por el dispositivo a este nivel de voltaje; teniendo en cuenta que se emplean un gran número de sensores digitales acoplados a la comunicación I2C dentro del dispositivo sensorial se habilitaron los dos canales definidos por el microcontrolador para realizar el envío y la recepción de los datos, un aspecto importante es que la comunicación I2C es habilitada mediante un pin de entrada lógico (EN), es decir, hasta que no se reciba la señal de activación los convertidores de nivel estarán en estado de reposo.

Para realizar el registro de la matriz de sensores analógicos es empleado el convertidor analógico digital AD7175-8 que presenta un excelente valor de exactitud para registrar cada una de las señales, teniendo en cuenta que el ADC permite utilizar un gran número de entradas se configuró en modo diferencial, es decir, cada capa sensitiva es comparada con un nivel de masa en común que establece la relación de respuesta para cada sensor de acuerdo a la concentración de los gases, las variables analógicas registradas por el convertidor constan de las 7 capas sensitivas que contienen los sensores (U9, U10, U11 y U12) presentados en secciones anteriores, además de la señal del sensor de flujo que corresponde al valor de flujo que se le entrega a la cámara de sensores al momento que se realiza la captura de datos. En la Figura 32 se muestra el esquema eléctrico característico para el convertidor AD7175-8 que corresponde a la distribución de las entradas analógicas, voltajes de referencia y los pines de comunicación serial a través del protocolo SPI.



$$\text{Resolución} = \frac{1}{2^{16}} = 0.0000152 \quad (41)$$

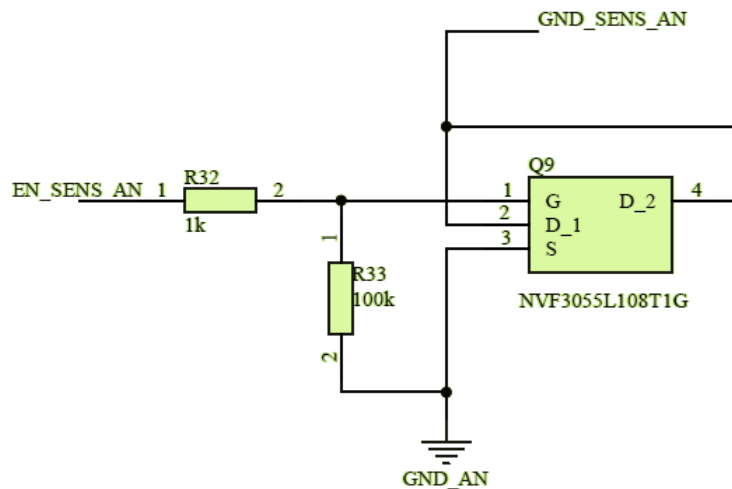
$$\text{Resolución} = \frac{1}{2^{24}} = 0.000000059 \quad (42)$$

Teniendo en cuenta la relación anterior y manejando un valor de resolución de 24 bits, se pueden llegar a medir variaciones de $0.298 \mu V$ tal y como se muestra la ecuación (43) con un valor de entrada de 5V como está establecido en el diseño de la placa de control.

$$\frac{5V}{2^{24}} = \frac{5V}{16777216} = 0.298 \mu V \quad (43)$$

Otro factor muy importante es el de la velocidad de frecuencia de muestreo, para este caso en particular el AD7175-8 puede llegar a una velocidad máxima de escaneo del canal de 50kSPS y una velocidad de datos de salida de 5SPS y 250kSPS respectivamente, teniendo en cuenta que a medida que aumenta la frecuencia de muestreo también aumenta la calidad de la conversión analógica digital, además el AD7175-8 permite realizar una serie de diversas configuraciones a través de registros, en donde se pueden configurar valores de ganancia, filtros y valores de compensación para cada uno de los canales, es por ello que este convertidor analógico digital suele ser aplicado en campos médicos y de análisis de cromatografía teniendo en cuenta la exactitud en cada una de sus medidas de conversión, el ADC mediante sus referencias de tensión internas permite escalar los valores de conversión para cada uno de los canales, en otras palabras, permite configurar a través de registro el valor de referencia de voltaje que se desea comparar, en este caso se tienen tres niveles de tensión totalmente diferentes un valor de 5V, 2.5 V y uno de 2.048 V permitiendo así optimizar la conversión de las señales teniendo en cuenta su amplitud. Para el envío y la recepción de datos se emplea el protocolo serial SPI, que ya ha sido explicado en el capítulo anterior, en donde se establecen los valores de los registros de configuración y en base a estos se capturan los resultados de cada conversión.

Otra configuración que permite la habilitación de los sensores de gas analógicos es la mostrada en la Figura 33, mediante el pin de habilitación y a través de la configuración de un mosfet de canal N recibe una señal desde el controlador estableciendo un control de nivel lógico on/off, gracias a esta conmutación se establecen la mayoría de controles dentro del circuito de control de la nariz electrónica, como lo son el control de los actuadores, los leds ultravioleta, entre otros. También establece el valor de los pines de reinicio, activación del calentador y la habilitación para cada uno de los señores de gas, para este caso en específico se muestra la configuración empleada para la activación de los señores analógicos.



ENABLE 5V SENSORS ANALOG SUPPLY

Figura 33 Diagrama característico para habilitar los sensores analógicos

En la Figura 34 se muestra el esquema empleado para la asignación de las direcciones de comunicación I2C para los sensores digitales, su esquema se basa en una configuración de un array de resistencias que cumple la función de elevar el valor de tensión de salida de un circuito, a lo que comúnmente se conoce como resistencias pull-up, de esta manera se establece un valor lógico fijo.

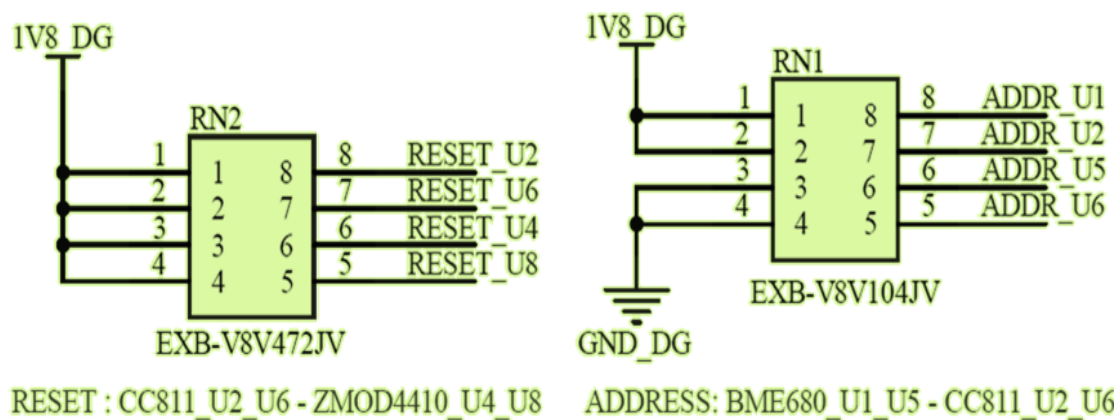


Figura 34 Asignación de direcciones y de pines de reinicio para los sensores digitales

Los filtros y protecciones mostrados en la Figura 35 fueron implementados dentro del diseño de la placa de control con la finalidad de reducir la interferencia de corrientes parasitas en cada uno de los niveles de voltaje, estos se constituyen a partir de un núcleo de ferrita que evita las interferencias electromagnéticas, este actúa como un filtro inductivo de alta reactancia, su principio de funcionamiento se aplica en el momento en que se transmite energía de un punto a otro a través de un conductor que dependiendo de los valores de radiofrecuencia puede generar un efecto antena y permitir la generación de señales indeseables a su alrededor, en el caso del diseño

de la placa de control se tuvieron en cuenta todas estas consideraciones, además de ello según lo especifica la norma todos los dispositivos están sobreprotegidos ante interferencias externas de ruido, no obstante resulta impredecible dimensionar el efecto que se genera dentro del circuito de control y por lo tanto es pertinente agregar núcleos de ferrita que ayudan a degradar las señales parasitas en el momento que estas se presentan.

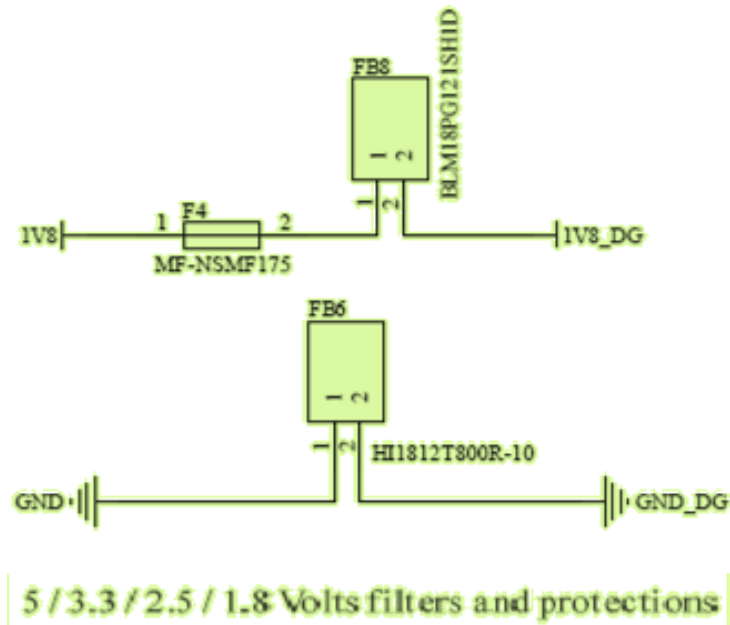


Figura 35 Filtros y protecciones para los diferentes niveles de tensión

Teniendo en cuenta todos los diagramas eléctricos presentados en esta sección se establecen las principales características de diseño electrónico de la placa de control. En la Figura 36 se muestra la distribución de los pines de control de hardware de la Raspberry Pi que es la encargada de ejercer las funciones de maestro en el sistema de nariz electrónica, puesto que recibe las señales de los sensores, realiza el control de los actuadores y a través de sus pines de control permite que el dispositivo funcione correctamente.

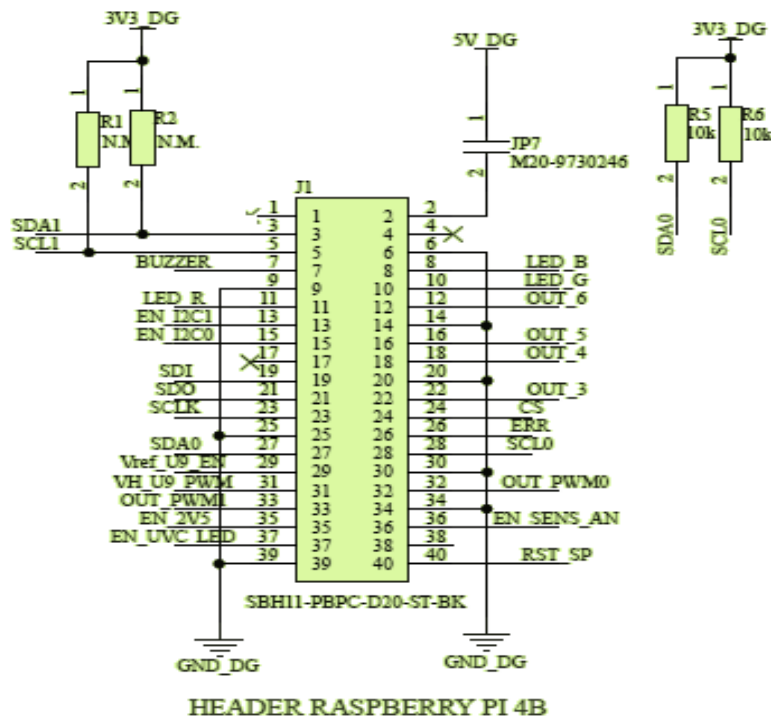


Figura 36 Esquema característico de los pines de control de la raspberry Pi

En la figura se observa la habilitación de los puertos de comunicación I2C, además de las señales que permiten la activación de los sensores de gas, en la sección de anexos se muestra detalladamente el conjunto con el cual se ha desarrollado la placa de control, donde se especifican los tipos de conectores empleados para la comunicación, teniendo en cuenta las principales características de diseño y funcionamiento para cada uno de los circuitos presentados anteriormente.

Teniendo en cuenta las especificaciones mencionadas en esta sección para el diseño de la placa de control del sistema E-nose se integró en una sola tarjeta de circuito impreso de doble capa empleando un ancho de traza mínimo de 1.64 mm que corresponde a las vías de señal y para el caso de las vías de potencia se emplea un ancho de traza mínimo de 2.35 mm correspondiendo a la capacidad de energía que deba entregar para el funcionamiento del sistema. En la Figura 37 se muestra una representación gráfica del diseño de la vista de la capa superior.

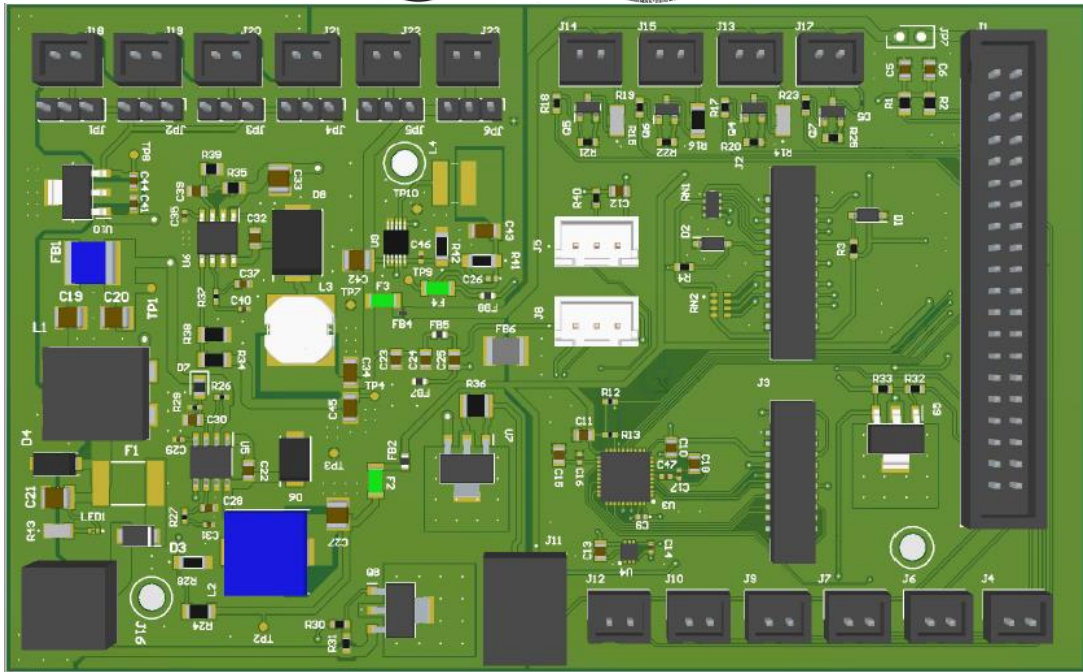


Figura 37 Vista de la capa superior de la tarjeta de control (top layer)

Para el caso de la capa inferior mostrada en la Figura 38 y de la capa superior mostrada en la Figura 37, se listan de forma gráfica sus modelos y características de encapsulados para cada componente, el diseño del sistema E-nose fue desarrollado en el software de Altium que ofrece herramientas de diseño cómodas, prácticas, teniendo en cuenta la complejidad del circuito y de todas las consideraciones pertinentes para la elaboración de diseño de circuitos impresos.

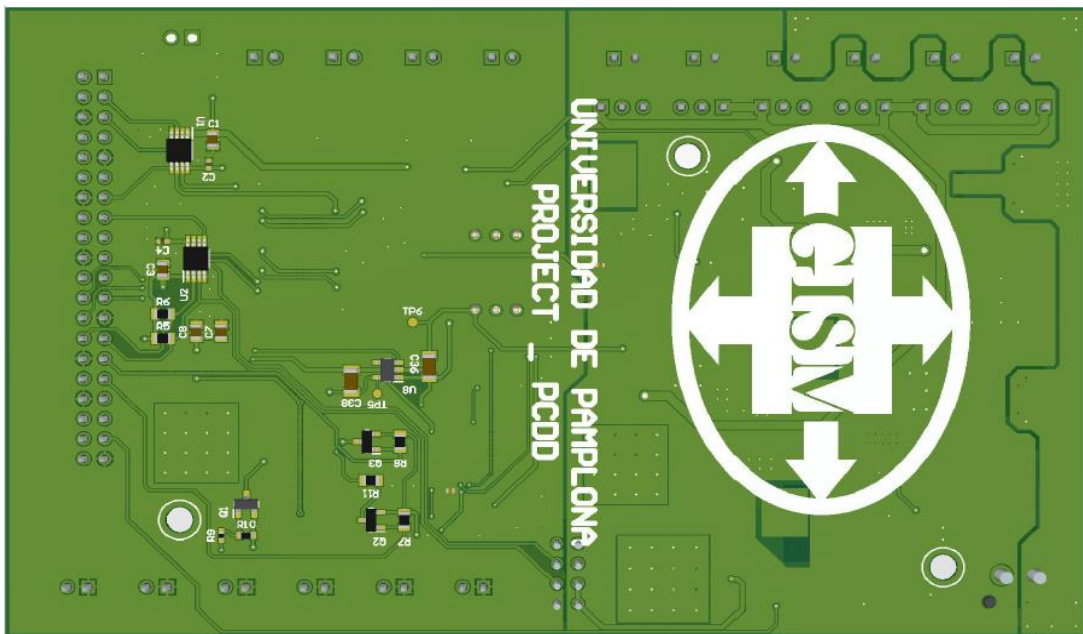


Figura 38 Vista de la capa inferior de la tarjeta de control (bottom layer)



3.2.3. Características de Diseño de la PCB de la Cámara de Muestras

En esta sección se abordan las características de diseño empleadas para el control y monitoreo de las variables de temperatura, humedad y presión dentro de la cámara de muestras, este proceso dentro del sistema de nariz electrónica es muy importante debido a que en esta etapa se acondicionan las muestras de volátiles recolectadas, es decir, mediante la acción de una resistencia calefactora (heater) se elimina porcentualmente la humedad contenida en el aliento del paciente, esto para conservar la vida útil de las capas sensitivas de los sensores de gas y además de evitar condensaciones del aliento dentro de las mangueras, dado que si esto ocurre se pueden generar desechos de volátiles dentro del sistema afectando considerablemente las mediciones de una nueva muestra de aliento.

Teniendo en cuenta estas consideraciones se emplea un sensor de presión de silicio piezoresistivo de salida digital conectado a un canal I2C para registrar su lectura. En la Figura 39 se muestra su esquema característico según su ficha técnica este cumple con los requisitos de aplicabilidad en campos médicos debido a su alta precisión, es aplicado en sistemas no invasivos y es apropiado para usar en dispositivos IoT, dentro del sistema de olfato electrónico cumple la función de enviar un pico de presión el cual permitirá el accionamiento de la válvula de entrada que permite el ingreso directo de los volátiles a la cámara de muestras una vez el paciente haya exhalado, de esta manera a través de este indicador el sistema opta por almacenar la mayor cantidad de muestras posibles en el tubo, y posterior a ello realiza el acondicionamiento de los volátiles para posteriormente ser enviados a la cámara de sensores.

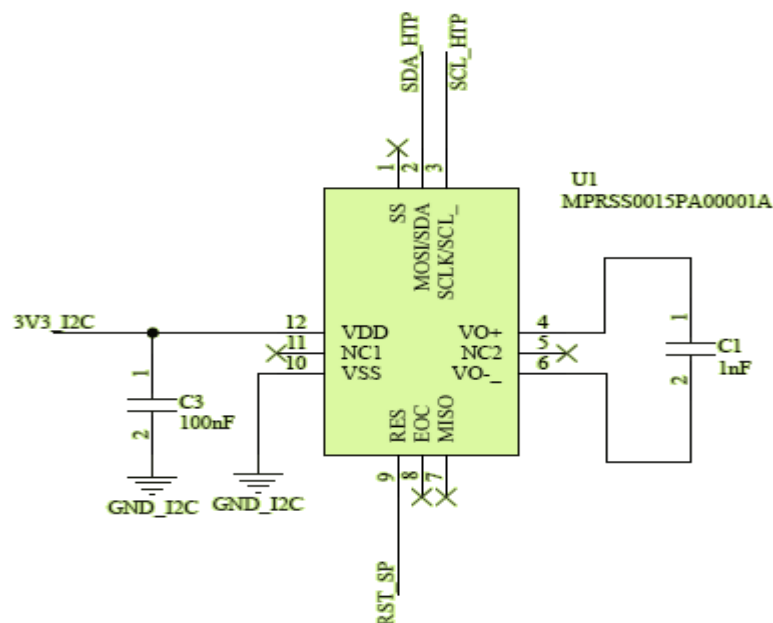


Figura 39 Sensor de presión absoluta 1-25 psi



Otro transductor empleado para el acondicionamiento de los volátiles dentro de la cámara de muestras en el sensor digital HTU21D este permite registrar los valores de humedad relativa y de temperatura dentro del tubo de acero inoxidable, en este las muestras son sometidas a una temperatura en específico para poder eliminar la humedad y permitir que la concentración de los volátiles sea más uniforme dentro de la cámara, con el objetivo de registrar la mayor cantidad de datos posible a través de la cámara de sensores. En la Figura 40 se presenta su esquema característico de funcionamiento de los sensores digitales de humedad y temperatura, está conformado por los pines de referencia de voltaje de funcionamiento y los encargados de establecer la comunicación I2C con el microcontrolador para registrar su lectura.

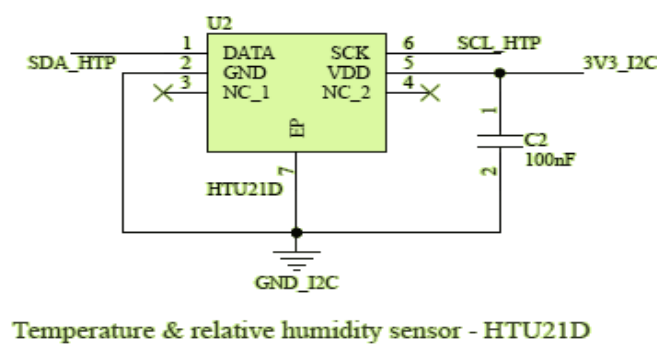


Figura 40 Sensor digital de temperatura y humedad relativa (HTU21D)

La aplicabilidad del HTU21D se da en diversos campos, es utilizado en los sistemas autónomos, médicos y en funciones de uso diario debido a su fácil conexión y al nivel de exactitud que presenta en su medida, es ideal para ser aplicado en dispositivos IoT y en sistemas inteligentes portables, su circuito de aplicación típico incluye unas resistencias de pull-up en los pines de comunicación de datos y un capacitor de desacople entre VDD y GND que ayuda a estabilizar los valores debido a las interferencias externas que se puedan presentar. Dentro del mismo sistema de acondicionamiento de las muestras de aliento están los sensores UV con un consumo máximo de energía de 1A, estos son los encargados de desinfectar/eliminar virus y bacterias generadas en el tubo de la cámara de muestras después de que se haya realizado una muestra en un determinado paciente, el uso de la radiación ultravioleta como medio de desinfección de ambientes ha sido aplicado y probado científicamente en el área de la salud, debido a que pueden ser más eficiente que los desinfectantes tradicionales utilizados en este campo. Debido a que el sistema debe garantizar un nivel de desinfección optimo antes de registrar cualquier muestra para evitar realizar capturas erróneas por parte de los sensores de gas ante la presencia de residuos de volátiles dentro de la cámara, se emplean en totalidad 6 leds UV habilitados en el proceso de desinfección y limpieza por parte de una señal de control. En la Figura 41 se muestra el diseño de circuito impreso

desarrollado para esta sección, la cual consta de los leds ultravioleta, el sensor de presión relativa y de los sensores de humedad y temperatura, su diseño es circular debido a que esta embebida dentro del tubo de la cámara de muestras para poder registrar las variables y en base a estas generar el control de funcionamiento de las demás etapas del dispositivo.

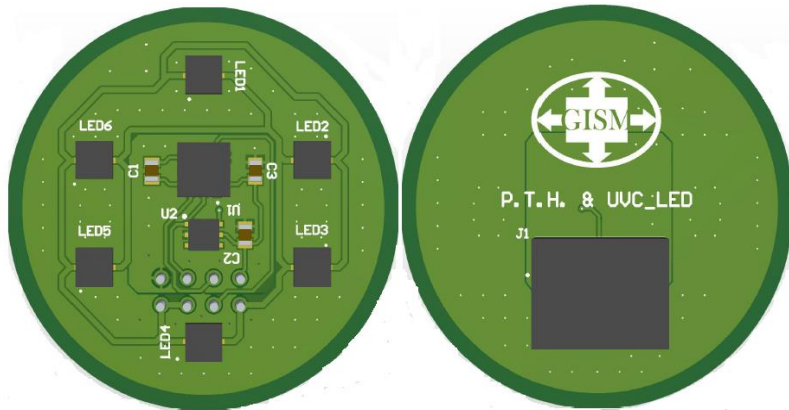


Figura 41 Layout tarjeta de sensor humedad, temperatura y leds UV

3.2.4. Dispositivos y Actuadores utilizados en el Sistema E-Nose

En esta sección se abordan las principales características de los actuadores y dispositivos empleados para habilitar el control del sistema de olfato electrónico, la selección de estos elementos está basada en pruebas experimentales realizadas en el laboratorio con la finalidad de poder optimizar el funcionamiento del sistema y a su vez poder emplear dispositivos y actuadores con certificaciones en campos biomédicos para la detección de enfermedades.

3.2.4.1. Electroválvula NC/NA (3 vías / 2 posiciones)

Uno de los principales actuadores dentro del sistema de nariz electrónica es la válvula de apertura de la cámara de muestras, este actuador se muestra en la Figura 42 consta de un accionamiento directo de 3 vías, las cuales una está asignada a la entrada de la boquilla en donde el paciente deposita la muestra de aliento, por su parte otra es la encargada de habilitar la cámara de muestras para el acondicionamiento de la muestra y posteriormente realizar una captura de los datos, la última cumple la función de retorno al ambiente de la muestra que no se va a registrar a través de un filtro de calidad del aire. La electroválvula empleada es de la serie SMC ampliamente conocida en aplicaciones médicas por su condición de vacío, es empleada en dispositivos médicos debido a su bajo consumo de energía y a la gran capacidad de caudal.



Características eléctricas estándar	
Voltaje	12 V
Rango de Trabajo	0 a 0,9 Mpa
Consumo de corriente	5W
Actuación	2 posiciones / 3 Vías

Figura 42 Electroválvula de accionamiento directo 3 vías 2 posiciones

3.2.4.2. Bomba de diafragma de baja presión (Flujo 2L/min)

En la Figura 43 se muestra la bomba de vacío empleada para el sistema de nariz electrónica, es aplicada en procesos autónomos de baja presión para el suministro de aire, su principio de funcionamiento consta por el empuje de unas membranas elásticas a medida que aumenta la presión y esto permite que el volumen de la cámara aumente o disminuya según sea el caso. Dentro del circuito de detección y acondicionamiento de la muestra cumple la función de controlar mediante una señal PWM asignada por la raspberry pi el nivel de flujo que pasa por la cámara de sensores, este actuador permite regular el tiempo por el cual la muestra transcurre dentro del sistema para el registro de los volátiles, se ubica al final de la trayectoria del sistema después de la cámara de sensores, esto permite garantizar que dentro de las mangueras y demás trayectos se presente una condición de vacío al momento de evacuar la muestra para poder realizar el proceso de limpieza, permitiendo aplicar un tiempo de purga óptimo para eliminar los desechos de los volátiles dentro del sistema para después pasar al siguiente registro de la condición de otro paciente.



Características eléctricas estándar	
Voltaje	6 V
Rango de Trabajo	2L / min
Consumo de corriente	3W
Actuación	Vacuum Pump

Figura 43 Bomba de diafragma de baja presión (2L/min)



3.2.4.3. Adaptador AC/DC para Aplicaciones Médicas de Alta Eficiencia

El adaptador AC/DC mostrado en la Figura 44 pertenece a la serie GSM60A del fabricante Mean Well especializado en desarrollar adaptadores de uso médico, este dispositivo es el encargado de suministrar la energía a todo el sistema de olfato electrónico desarrollado, dentro de sus características establece una alta eficiencia y un consumo de energía sin carga muy bajo, cuenta con protecciones contra fuentes de interferencia de señales electromagnéticas mediante el desacople de las fuentes de ruido eléctrico provenientes de la red con la energía que suministra al circuito, su salida está conectada a la tarjeta de control del dispositivo, en donde como se especificó en la sección de las características de desarrollo de la PCB se derivan los demás voltajes de alimentación y de control para los componentes electrónicos de cada parte del circuito. Esta referencia de adaptador esta certificada para las normas internacionales de seguridad médica brindando protecciones contra cortocircuitos, sobrecargas, sobretensiones y también a excesos de temperatura de fuentes externas.



Características eléctricas estándar	
Voltaje	12 V
Rango de Trabajo	100 – 2000 VAC
Consumo de corriente	5A / 60W
Aplicación	AC / DC Medical Adaptor

Figura 44 Adaptador AC/DC de 12V 5A

3.2.4.4. Válvula Solenoide (2 posiciones / 2 vías)

La válvula solenoide mostrada en la Figura 45 es implementada dentro del sistema para habilitar y deshabilitar el paso de aire dentro de cada proceso, mediante la acción de estas válvulas es posible controlar y dar acceso a cada etapa del sistema para llevar a cabo una función en específico, es decir, ya sea habilitar el paso de la muestra a la cámara de sensores o permitir el paso del aire de limpieza dentro de todo el dispositivo, es ideal para ser implementada en aplicaciones médicas debido a su bajo consumo, al rango de presión que maneja y su reducido tamaño.

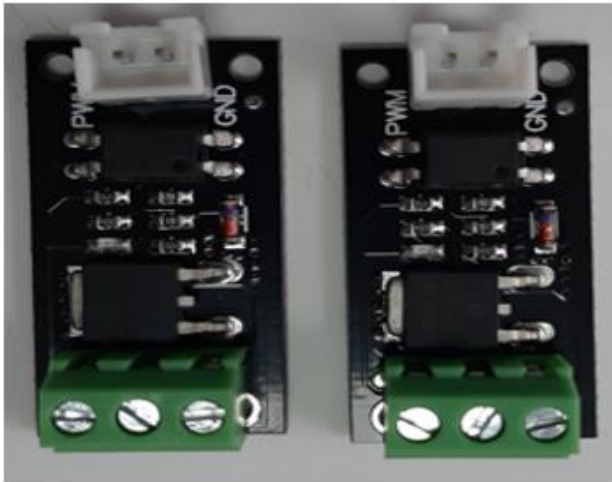


Características eléctricas estándar	
Voltaje	5 V
Consumo de corriente	500 mA
Actuación	2 posiciones / 3 vías

Figura 45 *Válvula Solenoide (2 posiciones / 3 vías)*

3.2.4.5. Módulo MOSFET para el Control de Actuadores (3.3V-5V/ 9A)

El módulo MOSFET de efecto de campo mostrado en la Figura 46 es usado para el control de los actuadores dentro del sistema de olfato electrónico (Válvulas, Bomba, Heater, Extractor), el cual permite que la señal de control y la de carga estén aisladas mediante el desacople de las señales eléctricas a través de un optoacoplador, un factor muy significativo es que dentro del sistema es muy importante evitar interferencias de señales de retorno provenientes de las bobinas de cada uno de los actuadores, es por esto que se consideró pertinente su aplicación, Al inicio estas placas estaban integradas junto al diseño de la tarjeta de control descrita anteriormente, pero debido al costo elevado de fabricación, además incrementa el tamaño de la placa de control, se optó por emplear los módulos MOSFET utilizados en las pruebas de funcionamiento del dispositivo antes de definir el diseño de la PCB de control. Su uso se aplica en el control de motores eléctricos, válvulas y otros dispositivos, también permite ejercer un control por modulación de ancho de pulsos (PWM) que puede ser aplicado para regular la velocidad de un motor o regular el paso de aire a través de una bomba, soporta cargas de hasta 9A con señales de activación desde un microcontrolador / microordenador.



Características eléctricas estándar	
Voltaje	3V - 5 V DC
Consumo de corriente	300 mA
Capacidad de operación	Carga de 36V – 9A
Actuación	Actuador / Regulador PWM

Figura 46 Módulo MOSFET para el control de actuadores

3.2.4.6. Sensor de Flujo (0-2000ml)

El sensor de flujo mostrado en la Figura 47 es empleado dentro del sistema para registrar la cantidad de flujo que se suministra a la cámara de sensores, este funciona a través de un principio termodinámico para detectar el flujo de gas que es adaptado para el control de procesos, presenta una alta precisión y una buena repetibilidad. Está compuesto de un chip que contiene además un sensor de temperatura de tipo MEMS que permite al dispositivo una opción de auto calibrado para compensar su valor de medida.



Características eléctricas estándar	
Voltaje	5 V
Consumo de corriente	250 mA
Capacidad de operación	0 – 2000 mL
Aplicación	Regulador de flujo

Figura 47 Sensor de micro flujo F1012 (0-2000ml)

3.2.5. *Diseño 3D del Prototipo de Nariz Electrónica en el Software Inventor*

El prototipo de sistema de olfato electrónico fue desarrollado en la herramienta de diseño y simulación de productos de Autodesk Inventor. Este software permite ensamblar y ver el modelo 3D de las partes que conforman el prototipo. En la Figura 48 se ilustra el modelo de la cámara de muestras, su capacidad máxima es de 85 ml aproximadamente. Consta de la boquilla de antirretorno que esta acoplada a la válvula de entrada la cual permite el control de los volátiles que son inyectados a la cámara (a), la parte (b) corresponde a una manta calefactora de 12 V que calienta el tubo de acero inoxidable con una potencia máxima de 10 W, a través de esta se eliminan los índices de humedad en cada una de las muestras de aliento, en la parte (c) se encuentra ubicada una tarjeta PCB correspondiente a los sensores de temperatura, humedad y presión que están fijados dentro del tubo de la cámara de muestras. A través de esta PCB se obtienen los valores de las magnitudes físicas que permiten controlar gran parte del proceso.

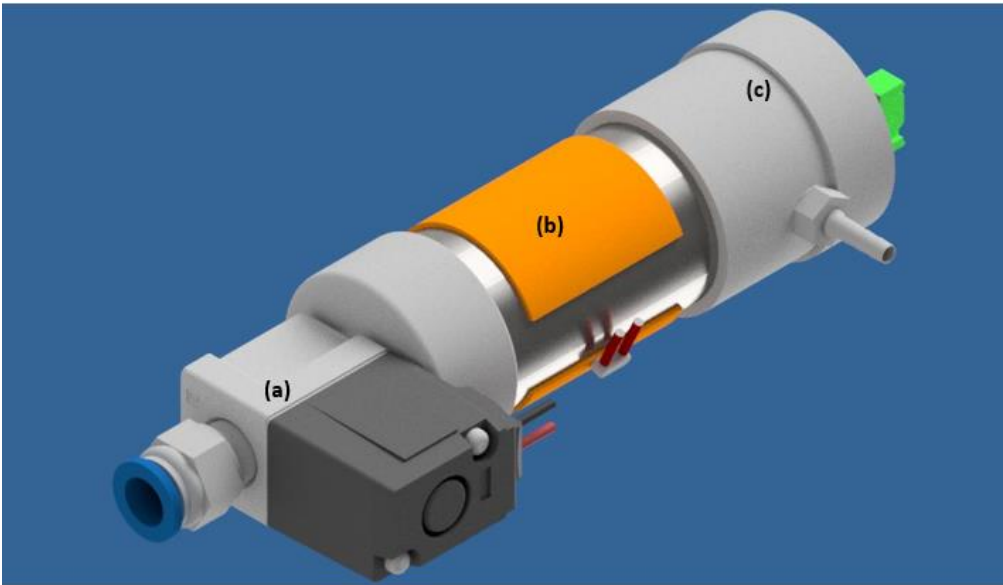


Figura 48 *Modelo 3D de la cámara de muestras*

En la Figura 49 se muestra el modelo de la cámara de sensores, su capacidad máxima es de 10.6 ml. El diseño está constituido por las dos PCB's de sensores de gases tipo MEMS MOS descritas en secciones anteriores, el material de elaboración empleado es acero inoxidable mecanizado, se eligió este tipo de material debido a que suele ser empleado en aplicaciones médicas y afines, puesto a que el material es inerte posee la característica de no dejar crear cultivos de microorganismos y bacterias dentro de la cámara de sensores a lo largo de cierto tiempo. Lo anterior ayuda a conservar la vida útil de funcionamiento de los sensores de gas y del funcionamiento del dispositivo.



Figura 49 Modelo 3D de la cámara de sensores MEMS MOS

El software permite simular y ensamblar más de dos partes en un mismo sistema, esto es de gran ayuda debido a que así es más práctico designar la ubicación de cada componente dentro del dispositivo. En la Figura 50 se ve una vista generalizada del diseño de nariz electrónica, en donde la parte (a) corresponde a la cámara de muestras, (b) la ubicación de la cámara de sensores dentro del sistema, (c) la tarjeta de control diseñada para el funcionamiento del sistema E-nose, y (d) al dispositivo hardware IoT (basado en una Raspberry PI) el cual realiza el procesamiento de cada una de las señales de control, enviar y recibir respuestas de comunicación y que permiten establecer el funcionamiento del dispositivo.

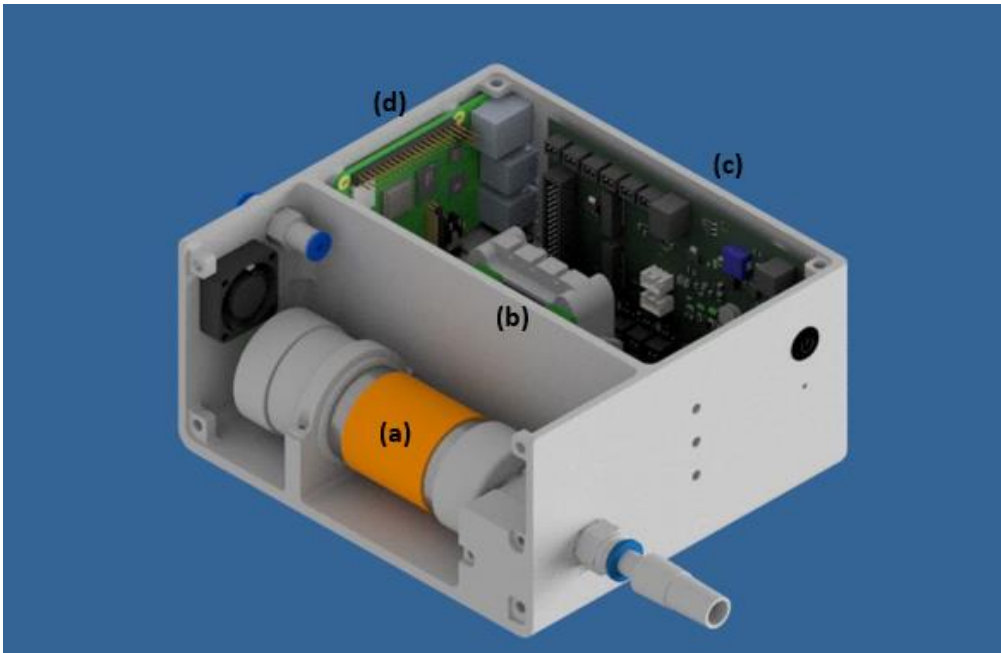


Figura 50 Modelo 3D del prototipo de olfato electrónico ensamblado



En la Figura 51 se ilustra el diseño final de la carcasa del dispositivo, el cual fue elaborado en material para impresión 3D de ácido poliláctico (PLA), ya que uno de los objetivos de este proyecto era realizar un dispositivo portable y de fácil manejo. Sus medias finales son de (9cmx17cmx16cm) respectivamente, esto permite que sea transportado y ubicado con facilidad por la persona encargada de realizar la recolección de las muestras en el centro clínico especializado.



Figura 51 Vista general 3D del prototipo desarrollado

El desarrollo del dispositivo IoT del sistema de olfato electrónico se desarrolló a través de la programación de flujos para el internet de las cosas de Node-red, parte de su desarrollo se evidencia en los anexos del 6 al 8, esta herramienta emplea el diseño Full-Stack del servidor web y emplea protocolos de comunicación optimizados para IoT como el de http y mqtt, estos se encargan de realizar la comunicación entre el desarrollo del hardware y de software del sistema de olfato electrónico presentado, a su vez permite el control y monitoreo en tiempo real del dispositivo, además resalta de como a través de la aplicabilidad del internet de las cosas es posible realizar diseños de dispositivos mucho más eficientes a través de estas tecnologías. Para la parte del análisis de los datos se desarrolla una interfaz a través de la librería PyQt5 en python en donde permite cargar una data característica, se somete a un análisis discriminante de datos a través de técnicas de preprocesamiento y acondicionamiento de los datos, y a través de la implementación de algoritmos de reconocimiento de patrones se busca clasificar en categorías el estado de condicionalidad de un grupo de pacientes, y en base a estos resultados tener un índice de clasificación y monitoreo de enfermedades crónicas.



Capítulo IV: Análisis y Resultados

En el capítulo IV se presentan los resultados obtenidos producto de la investigación aplicada de los sistemas multisensoriales para la detección y monitoreo de enfermedades presentes en el cuerpo humano a través del análisis de aliento, a su vez se muestra como mediante el uso del internet de las cosas (IoT) es posible manipular datos entregados desde un servidor web al cliente en el menor tiempo posible, ofreciendo una técnica viable e innovadora al personal de salud en la detección de enfermedades.

4.1. Desarrollo del Sistema E-Nose para la Adquisición de las Muestras

Como se mencionó en el capítulo anterior, el sistema de olfato electrónico consta de 15 sensores de gases con diferentes capas sensitivas, es por esto que a través del uso de la tecnología de sensores micromecanizados se desarrollaron dos tarjetas de circuito impreso, una que corresponde a la matriz de sensores digitales y la segunda de sensores analógicos. El desarrollo de la placa está basado en la aplicación de montaje superficial (SMD) de doble capa, esto con la finalidad de aprovechar la miniaturización de los sensores de gas tipo MEMS y a su vez para garantizar los valores de tensión y de señal correspondientes, además permite reducir en grandes proporciones las interferencias de ruido eléctrico con el objetivo de minimizar la pérdida de información en cada una de las señales. En la Figura 52 se muestra la matriz de sensores analógicos obtenida, en esta comprende el montaje de los 4 chips de sensores MOS, además de las configuraciones de resistencias características mostradas en cada uno de los esquemas eléctricos de diseño designados en su hoja de datos, junto al conector IDE (Integrated Drive Electronics) encargado de enviar y recibir señales de acuerdo a cada una de las configuraciones. En total se obtienen 7 señales de gases diferentes que responden a un grupo de volátiles específicos contenidos en el aliento.

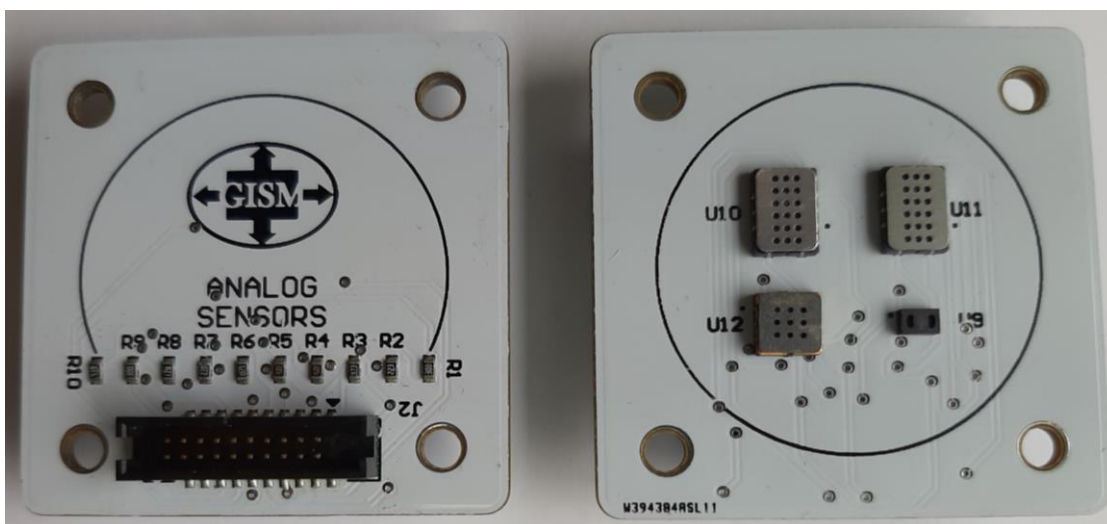
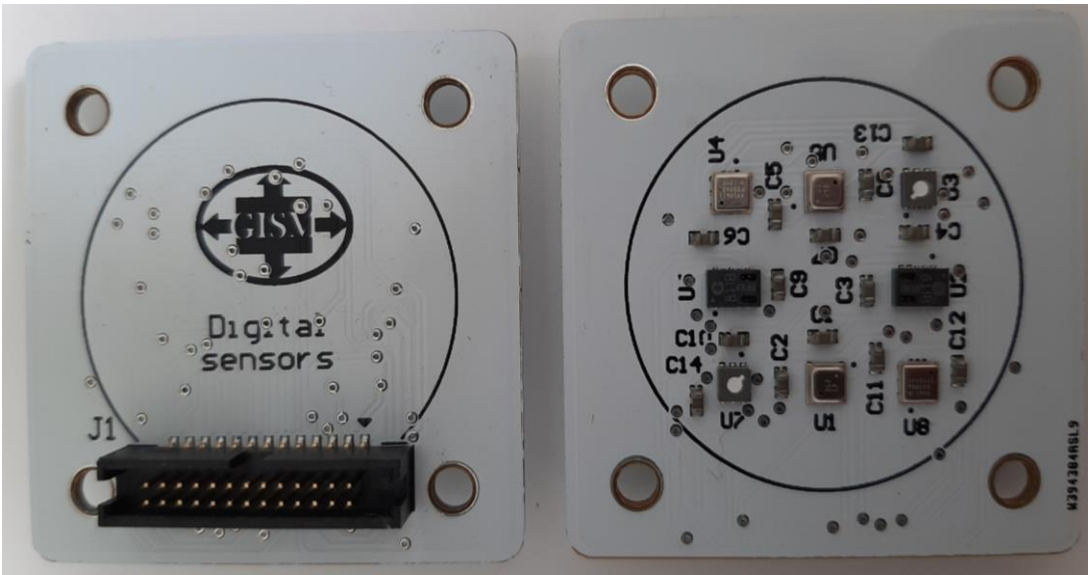


Figura 52 PCB Matriz de sensores analógicos

Siguiendo con las características de diseño mencionadas, los sensores digitales requieren de una interfaz de comunicación serial que permita enviar y recibir datos a alta velocidad desde un master a cada uno de los dispositivos esclavos, para este caso en particular se utilizó la interfaz serial (I2C) mediante el uso de sus dos hilos de comunicación (SCL, SDA), la cual realiza la comunicación entre las dos partes del circuito, la etapa de adquisición y la etapa de control, de igual manera su diseño se realizó aplicando tecnologías SMD con resistencias, el ancho de la traza es preestablecido mediante las técnicas de diseño para las pistas de señal y de alimentación requeridas ofrecidas por el distribuidor de componentes electrónicos Digi-Key. La tarjeta de circuito impreso contiene resistencias SMD de referencia (0603) de 1/10W permitiendo así ser ensambladas en una tarjeta de doble capa de tamaño reducido. En la Figura 53 se muestra la matriz de sensores digitales obtenida, en ella se observan los 4 chips distintos de sensores empleados, como se mencionó en secciones anteriores cada uno de estos chips cuenta con 2 señales por cada referencia, permitiendo así obtener dos señales similares por cada muestra recolectada. Para el caso de los sensores digitales se creó la librería en el código fuente Python 3 debido a que para cada referencia solo se contaba con la hoja de características, en ella se especifica como a través de registros de estado se envían y reciben datos de configuración para cada sensor, ya que estos funcionan a través de interrupciones y en tiempos determinados con el objetivo de reducir el consumo de energía y de preservar la vida útil del sensor. En total se obtienen 8 señales de sensores de gas que junto a las de los sensores analógicos conforman las 15 señales características de la cámara de sensores del sistema de olfato electrónico diseñado.





La habilitación y el control de cada una de las matrices de sensores de gas se realizó mediante una tarjeta de circuito impreso de doble capa, esto con el objetivo de aprovechar las características de diseño en función a obtener mayor flexibilidad en el espacio de trabajo en cuanto a la disposición de los componentes para cada una de las etapas del circuito, ya que en el enrutamiento y el diseño general causan complicaciones para el diseño de una sola capa. En la Figura 54 se muestra la tarjeta de control desarrollada, en ella se realiza el control de los actuadores, la adquisición de las señales para cada una de las matrices de sensores a partir de los protocolos de comunicación serial I2C. Para el caso de la matriz de sensores digitales se utilizan los protocolos SPI y UART para la comunicación maestro/esclavo entre la Raspberry pi y el microcontrolador de alta velocidad embebido en la tarjeta de teensy 4.0 correspondiente a la matriz de sensores analógicos respectivamente. Además, cada configuración para el funcionamiento de los sensores MEMS son llevados a cabo a partir de circuitos de protección implementados para minimizar las señales de interferencia, los cuales son aplicados entre cada señal común de masa a través de un filtro a la señal con una ferrita, esto con el objetivo de eliminar las corrientes parasitas originadas. Al final obtuvo una tarjeta de control de tamaño reducido debido a que se emplearon componentes de montaje superficial empleando tecnología micromecanizada.

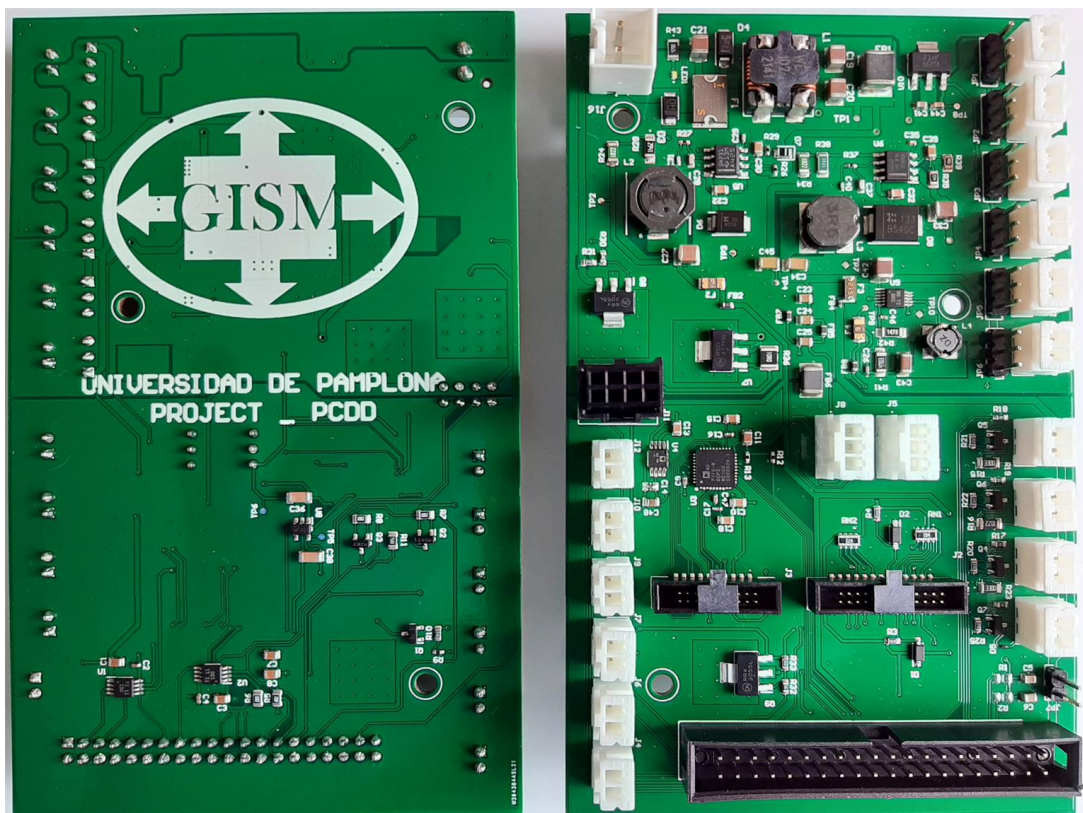


Figura 54 PCB de control del sistema de olfato electrónico



La placa de control evidencia el desarrollo electrónico aplicado a cada parte del sistema de nariz electrónica, dado que desde la fuente de alimentación principal se derivan los valores de voltajes de 5V, 2.5 y de 1.8V, cada etapa emplea componentes de alta eficiencia no genéricos, esto produce un costo elevado en la producción de la tarjeta de control, pero debido a las características y especificaciones de los sensores de gas, y a la aplicabilidad del prototipo es conveniente emplear componentes electrónicos de alta eficiencia y de muy buena calidad con la finalidad de captar la mayor cantidad de información posible del estado de la enfermedad en cada uno de los pacientes. Tal y como se mencionó anteriormente, el sistema está compuesto por un convertidor analógico / digital de 24 bits de alta eficiencia que suele ser usado en equipos médicos para el tratamiento de señales. Este dispositivo permite implementar funciones de registros para el acondicionamiento de las señales, posee registros de configuración de ganancia, filtros, además es posible testear las señales de forma bipolar o unipolar, entre otras. Así es posible reducir en gran parte el uso de componentes electrónicos tradicionales para el acondicionamiento de cada señal, el código fuente de este dispositivo fue elaborado en lenguaje c desde cero debido a que no es posible acceder a una librería directamente para el uso de este ADC en específico; esto permitió conocer a detalle todas las posibles configuraciones que pueden ser aplicadas en un desarrollo electrónico, de forma general el sistema desarrollado aprovecha al máximo su capacidad ya que es utilizado con su mayor valor resolución (24 bits), que tal y como lo indica la definición a mayor resolución se puede aplicar mayor frecuencia de muestreo que en campos electrónicos guiados a sistemas biomédicos es un factor importante el obtener la mayor cantidad de datos posible para la caracterización de las señales.

Teniendo en cuenta que en el diseño de la placa de control se llevan a cabo todas las funciones enviadas desde el controlador, se acopló una placa de circuito impreso dentro de la cámara de muestreo, la cual es activada al momento de hacer el proceso de limpieza del tubo y de las vías en donde se concentra la muestra, su diseño está elaborado de doble capa empleando componentes electrónicos miniaturizados, debido a la ubicación dentro de la cámara y al modo en cómo es ajustada al tubo, como está sujeta dentro del sistema de acondicionamiento es posible registrar los valores de temperatura, presión y humedad al momento de haber recolectado la muestra, lo anterior permite el control del calentador y de la válvula que da apertura a la cámara de sensores respectivamente, en este caso se emplean sensores propiamente acoplados a dispositivos IoT, dado que son de fácil utilización y permiten capturar los datos de forma eficiente, estos están conectados a través del protocolo I2C con el master y de esta manera es posible controlar las variables dentro de la cámara de muestras. El diseño del dispositivo de olfato electrónico está basado en las 4 placas

de circuito impreso mostradas anteriormente, cada una de ellas cumple con una función en específico dentro del sistema; esta última la mostrada en la Figura 55 permite eliminar los desechos de volátiles y demás microorganismos que se adhieren al sistema antes o después de haberse registrado una muestra, esto ocurre gracias a la acción de los leds UV mediante su aplicabilidad en la desinfección de dispositivos médicos.

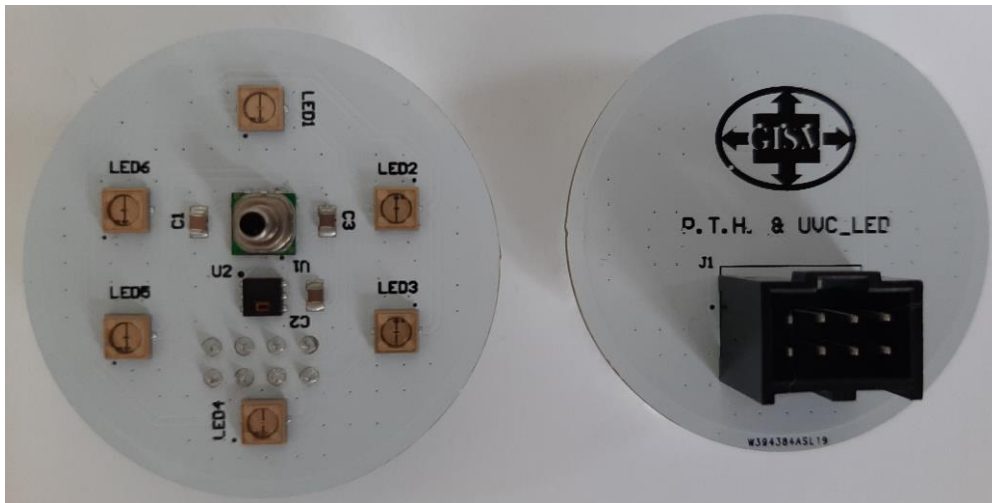


Figura 55 PCB cámara de muestras

En la Figura 56 se muestra la distribución asignada a los materiales y dispositivos dentro del sistema, se diseñó en dos partes, en la primera se dispone toda la parte del desarrollo electrónico y de control de los dispositivos, y en la vista posterior se encuentra el tubo de la cámara de muestras.

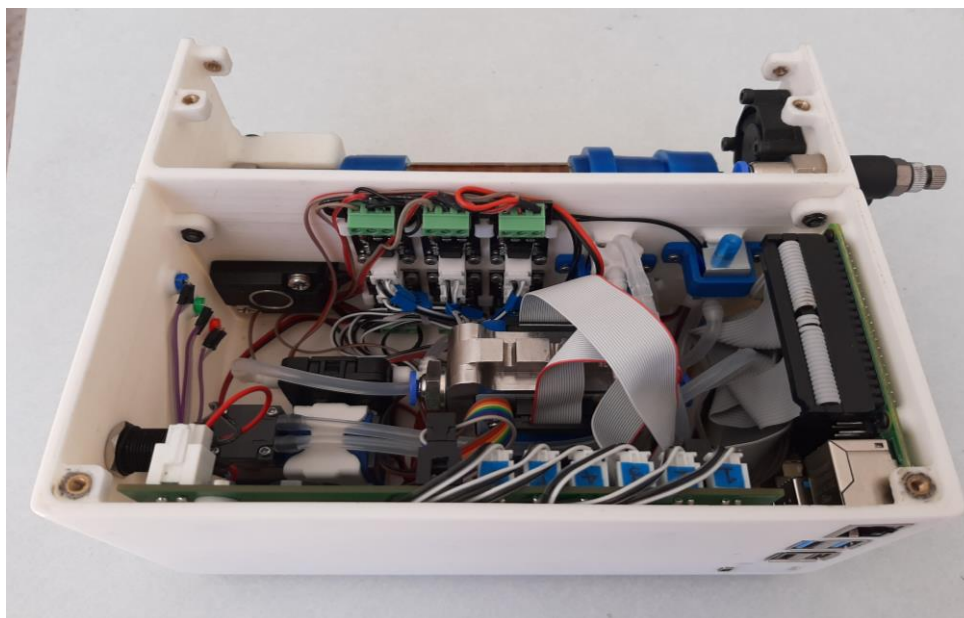


Figura 56 Ensamble del dispositivo de olfato electrónico final

El sistema de olfato electrónico cuenta en su mayoría con materiales y elementos que son aplicados en sistemas médicos, por su parte se emplea una manguera de silicona recubierta en platino la cual no permite que se generen cultivos de bacterias y microorganismos dentro de la misma. Además, es resistente y está hecha de material inerte que no produce olor lo cual es un factor a tener en cuenta dentro del diseño del dispositivo ya que esto puede afectar considerablemente las respuestas de los sensores de gases. Por su parte el prototipo mostrado en la Figura 57 podría ser optimizado en cuanto a sus dimensiones, pero para este caso no se tuvo en cuenta debido a que los materiales a usar (bombas, válvulas y demás) generarían un costo elevado del sistema.

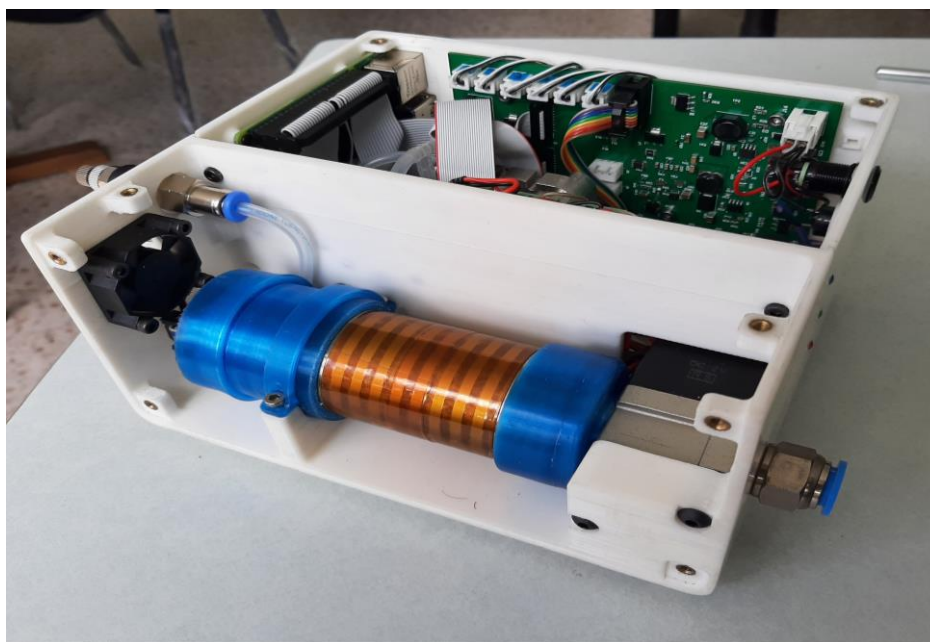


Figura 57 Vista frontal de la distribución de los elementos del sistema E-Nose

En la Figura 58 se muestra el prototipo final de nariz electrónica desarrollado, este se caracteriza por ser un equipo portable, no requiere directamente personal cualificado para su implementación y en modo general logra dar cumplimiento con los objetivos de este proyecto de investigación el cual consiste en el diseño de un dispositivo innovador, no invasivo que puede ser acoplado a un sistema IoT para la detección y monitoreo de enfermedades a través del perfil metabólico del aliento. El sistema está compuesto por la unidad de limpieza que empleando aire seco ya que sirve para recuperar la respuesta de cada capa sensitiva de los sensores de gases después de haber hecho el registro de los volátiles, y también ayuda eliminar los agentes contaminantes en cada trayecto que recorre la muestra dentro del dispositivo; además se emplea un soporte tipo brazo para brindar comodidad a los pacientes y que a través de este sea más fácil depositar la muestra de aliento, también dispone la opción de un monitor para visualizar el estado del dispositivo, aunque convencionalmente es manipulado a través de un servidor de forma remota.



Figura 58 Vista final del dispositivo de olfato electrónico desarrollado

El dispositivo puede ser manipulado de forma local o través de un software de acceso remoto, esto es posible debido a las facilidades que ofrece el microordenador Raspberry pi en sus modos de uso, dentro del sistema de olfato electrónico se emplea de diferentes modos, y si, de forma instantánea. El dispositivo hardware contiene periféricos y conexión wifi ya establecidos, además se puede hacer uso de la memoria temporal para ejecutar procesos en el tiempo, de ahí surgen las instrucciones de funcionamiento del dispositivo y el control de los actuadores a través de sus puertos GPIO que son designados propiamente del lenguaje de programación de Python 3. Por otra parte, se usa para comunicarse con el sistema de adquisición para hacer la lectura de cada uno de los sensores digitales y analógicos, ya que cuenta con puertos de comunicación I2C, SPI y UART respectivamente. Lo innovador en esta aplicación a parte de los sensores de gases, es el uso de la tecnología IoT, el cual utiliza un servidor web que se encarga de enviar y recibir peticiones del protocolo HTTP desde el cliente al servidor. Además, a través del protocolo MQTT permite enviar y recibir información de un broker mediante la acción de publicar/subscribir a un cliente. La validación del dispositivo de nariz electrónica descrito anteriormente fue satisfactoria, para este caso en la Figura 59 se aprecian las 7 capas sensitivas que comprenden a la matriz de sensores analógicos, y en la Figura 60 se muestran las 8 señales correspondientes a la matriz de sensores digitales, los sensores responden de forma rápida a la presencia de volátiles y en base a la concentración de estos corresponde el nivel de respuesta en resistencia.

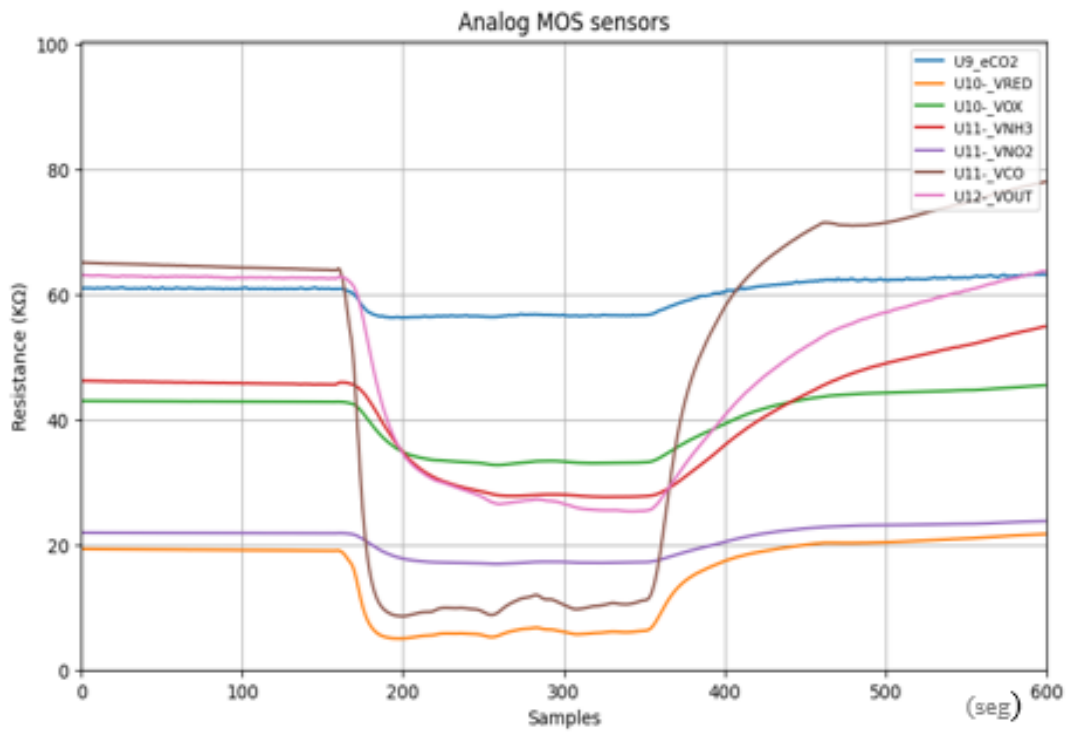


Figura 59 Respuesta de los sensores analógicos a una muestra de aliento

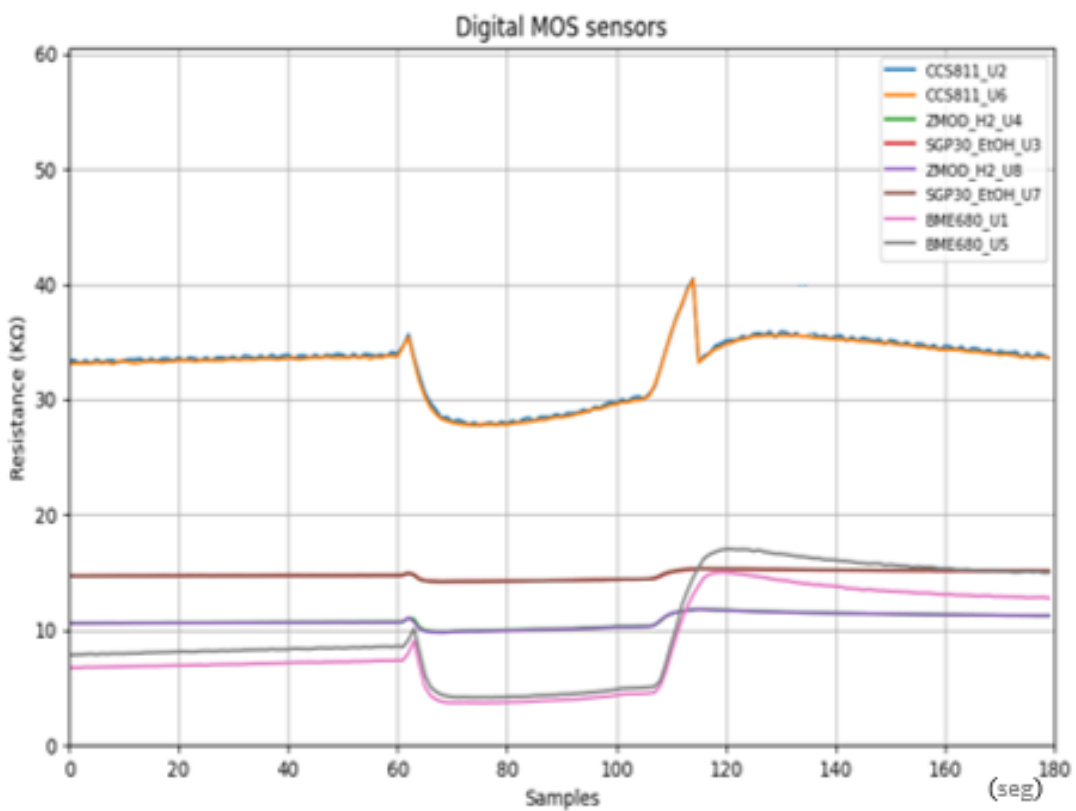


Figura 60 Respuesta de los sensores digitales a una muestra de aliento



En la Figura 61 se muestra de forma general el servidor web desarrollado, este está construido a través de las herramientas de desarrollo IoT basada en programación visual de flujos Node-RED, la cual emplea sintaxis de programación multiparadigma (JavaScript, HTML, CCS) para conectar dispositivos de hardware con servicios en línea para la aplicabilidad del internet de las cosas en sistemas de tecnología.



Figura 61 Página de inicio del servidor web IoT diseñado

Una de las principales funciones del servidor web en el sistema de olfato electrónico es permitir el registro de un nuevo paciente, para ello se emplea el diseño front-end en la herramienta de programación de flujos. Node-RED presenta la característica de ser multiplataforma, por lo tanto puede ser ejecutado en cualquier navegador web, además no requiere de un espacio de memoria elevado, ya que independientemente de las condiciones del ordenador es posible ejecutar una vista de una página web si requerir muchos recursos, para ser accesible al usuario se debe autenticar y además de esto se debe tener acceso a una red de dominio público que le permita establecer conexión con el sistema, puede ser ejecutado localmente o en la nube de IBM Cloud. Por tanto, el sistema puede ser manipulado desde cualquier lugar aplicando tecnologías IoT, en la Figura 62 se muestra el formulario designado para cada paciente, este comprende de los datos básicos de identificación, así como los datos relevantes del estado del paciente antes de recolectar la muestra, para ello se dispuso de un cliente que permite realizar el registro de los datos de forma instantánea y los guarda en el servidor web a través de una petición post. Es importante resaltar que debido a la versatilidad del dispositivo IoT diseñado es posible realizar el desarrollo front-end y back-end



de forma más ágil ya que los flujos de diseño reducen enormemente la programación del lado del servidor y se centra más en el desarrollo del lado del cliente. El formulario es parte fundamental y muy importante dentro del funcionamiento del dispositivo ya que según corresponde, a través de estos datos se crean los ficheros y se realiza la caracterización del archivo de destino en donde se guardan los datos recibidos por los sensores de gases al momento de realizar una captura de datos.

Figura 62 *Página del formulario para el registro de un nuevo paciente*

En la Figura 63 se muestra la vista previa en donde el cliente recupera todos los archivos guardados previamente por el servidor, en esta sección se pueden analizar en tiempo real los resultados de las muestras de aliento a través de un gráfico que muestra el comportamiento de las señales, además es posible descargar los datos guardados en el servidor para posteriormente aplicar un análisis estadístico empleando técnicas y métodos de reconocimiento de patrones; por su parte en la sección de archivos está disponible la información básica de cada paciente registrada, la cual establece los grupos de diagnóstico a los cuales les fue aplicado el test de la toma de muestras, en la sección de anexos se muestra a detalle la configuración realizada por parte del servidor en el back-end en donde se manipulan archivos JSON y CSV para la visualización de los datos; por otra parte el diseño del Dashboard se realizó mediante la configuración de widgets que a través de la asignación de grupos es posible configurar las vistas empleadas por el cliente.



Figura 63 Vista de los archivos guardados por el sistema E-Nose

Otra funcionalidad que le ofrece el servidor web al dispositivo de olfato electrónico desarrollado, es que puede ser acoplado a través de los protocolos para IoT de HTTP y MQTT para establecer las configuraciones de funcionamiento del equipo en tiempo real, por lo tanto, los sistemas de hardware y de software son ensamblados con la finalidad de manipular el sistema desde la página web enviando y recibiendo peticiones desde el broker a través del protocolo MQTT desde cualquier lugar. En la Figura 64 se ilustra la vista de configuración del dispositivo, donde se habilitan las funciones de captura, limpieza y de activación del sistema, además se encuentra la sección de seleccionar un paciente que según corresponda a su información guardada en la base de datos del servidor web accede a los parámetros característicos para poder salvar la muestra de aliento al momento en que se activa la captura de los datos; debido a que es posible manipular los pines GPIO desde la interfaz de la página web del dispositivo se agrega una etapa de validación para el funcionamiento de los actuadores y demás, esto permite cerciorarse de que todo esté funcionando óptimamente y así poder garantizar que el proceso de captura de datos se lleva a cabo satisfactoriamente. Otra funcionalidad aplicada al desarrollo de la vista del lado del cliente es la de poder visualizar el estado de la temperatura y humedad de la cámara de muestras en tiempo real, lo cual esto es un factor importante en el funcionamiento del dispositivo debido a que en base de estos valores se desglosan las demás funciones del sistema de nariz electrónica, en lo que comprende la captura de los datos y la etapa de purga del sistema.

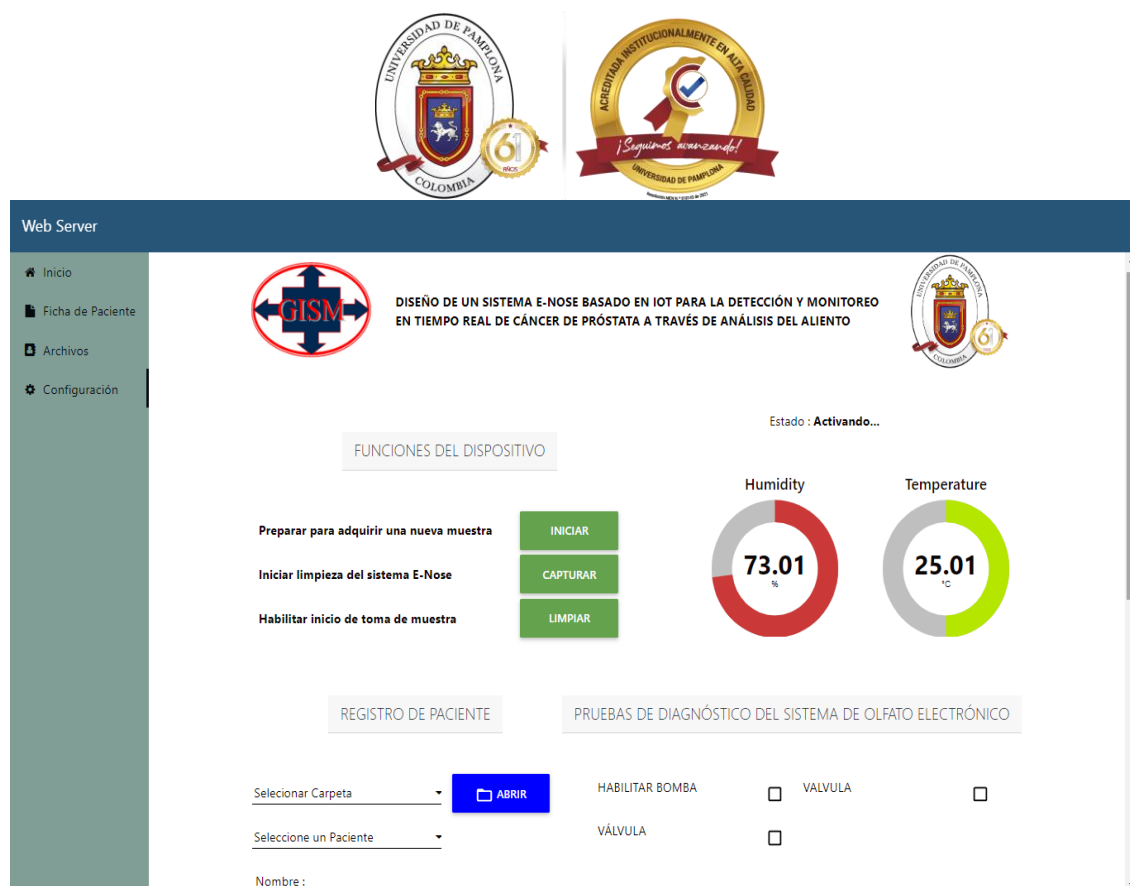


Figura 64 *Página de configuración de funcionamiento del dispositivo E-Nose*

En la Figura 65 se muestra el desarrollo de la interfaz gráfica para el procesamiento de los datos en Python, está desarrollada mediante la librería PyQt5 que permite aplicar métodos gráficos para ejecutar funciones directamente desde código. El desarrollo de esta interfaz es aplicado para analizar los datos recolectados del sistema electrónico en aplicaciones posteriores, debido a que requiere de un conjunto de muestras de aliento de pacientes con índices de enfermedades crónicas como cáncer de próstata, en base a estos datos se aplican métodos de preprocesamiento para el acondicionamiento de los datos, posterior a ello utilizan técnicas de análisis discriminante y reconocimiento de patrones que permiten la validación del sistema, de esta manera es posible establecer un diagnóstico automático del estado de la enfermedad para cada paciente. Los algoritmos empleados para el preprocesamiento toman características estáticas de cada una de las señales a través de funciones de escalamiento, normalización y estandarización de los datos empleando la librería de machine learning scikit-learn de python. La parte de procesamiento de los datos utiliza las señales provenientes del conjunto de sensores MEMS y mediante técnicas de procesamiento de datos (PCA, LDA, CA, Machine Learning) establece un modelo de clasificación que valida la eficiencia del sistema olfato electrónico.



Figura 65 Interfaz gráfica desarrollada en PyQt5 para el procesamiento de los datos

Cómo resultado de investigación es importante resaltar las actividades de difusión de conocimientos aplicadas en el desarrollo del dispositivo electrónico a través de ponencias, en el anexo 9 se evidencia la sustentación realizada en el encuentro de semilleros de investigación Redcolsi en donde se dio a conocer la metodología aplicada para el diseño de investigación del sistema de nariz electrónica descrito anteriormente, esta actividad se muestra en la Figura 66, a su vez se ha participado en encuentros por parte de la facultad en donde se busca dar a conocer el trabajo que se realiza dentro del grupo de investigación GISM, de resaltar las tecnologías de sensores de gases aplicadas y del diseño de prototipos que brindan una solución real a un problema que se presenta en la detección de enfermedades crónicas a través de métodos invasivos, por último gracias al desarrollo de este proyecto fue posible participar como joven investigador bajo una convocatoria de MINCIENCIAS.



Figura 66 Actividades de difusión de resultados de investigación



Conclusiones

En este trabajo de investigación se comprobó que el diseño de circuitos impresos empleando montaje superficial es más eficiente en comparación a la tecnología Thru-Hole, debido a que reduce en gran parte el tamaño de las tarjetas de circuito impreso y además se minimizan las interferencias de fuentes de ruido eléctrico provocadas por los componentes pasantes a través de cada etapa del circuito. Gracias a la estabilidad de las señales dentro de la tarjeta de control de doble capa es posible emplear altas velocidades de muestreo a través del bus I2C para los sensores de gas tipo MEMS MOS, debido a que estos requieren tiempos de asentamiento y estabilización rápidos para la comunicación entre los dispositivos esclavo y maestro del sistema de olfato electrónico desarrollado. Así mismo se aplican protecciones contra ruido e interferencias electromagnéticas a través de filtros en la entrada del circuito. Se emplearon dispositivos certificados para aplicaciones médicas que se caracterizan por tener una alta eficiencia y un bajo consumo de funcionamiento.

Se encontró que, realizando el acondicionamiento de las muestras de los volátiles, los sensores de gas tipo MEMS MOS son más sensibles al nivel de concentración contenido en una muestra de aliento, debido a que en el sistema se reducen los índices de humedad relativa y a través de la acción de la temperatura los compuestos contenidos en la muestra son liberados más fácilmente cuando el valor de la humedad es menor. A diferencia de diseños anteriores, el prototipo de nariz electrónica emplea el acondicionamiento de los volátiles con la finalidad de registrar la mayor cantidad de características del perfil metabólico de los pacientes con índices de enfermedades crónicas, más específicamente con personas relacionadas con el cáncer de próstata.

Se evidenció que, mediante la aplicabilidad del internet de las cosas, el sistema se acopla a un servidor web que se encarga de registrar los datos básicos del paciente y en base a estos crea el fichero en donde se guardan las muestras de aliento permitiendo el acceso remoto y en tiempo real para ser manipulados o tratados por una persona específica, esto genera expectativas en los pacientes, ya que se reducen los tiempos de validación de los resultados y les resulta más fácil acceder a un diagnóstico de esta enfermedad que no les genera ningún tipo incomodidad al someterse a un procedimiento totalmente invasivo.. El servidor web se diseñó a partir de la función Full Stack de parte del cliente (Front-end) y del lado del servidor (Back-end) a través de la herramienta de programación de flujos para conectar dispositivos de hardware y servicios en línea Node-RED, aplicado para el desarrollo de dispositivos IoT basados en eventos.



Por otra parte, se muestra que el sistema de olfato electrónico diseñado es controlado desde la página web empleando protocolos de comunicación para IoT encargados de enviar y recibir peticiones a través del protocolo HTTP, el sistema satisface los requerimientos característicos de un dispositivo IoT, el cual permite el registro de los datos básicos de los pacientes a través de un formulario web gestionado por peticiones (Get, Post, Update, Delete). Además, realiza la gestión de funcionamiento del sistema de olfato electrónico empleando la suscripción a un broker de MQTT que permite enviar y recibir instrucciones de funcionamiento y del monitoreo de las variables críticas dentro del sistema (temperatura, humedad) con la finalidad de preservar la vida útil y el funcionamiento de los sensores de gases.

El uso de sensores MEMS MOS dentro del sistema de olfato electrónico demostró una gran capacidad de sensibilidad en su respuesta ante la presencia de compuestos orgánicos volátiles presentes en muestras de aliento, en relación al desarrollo de sistemas anteriores en donde se emplean sensores de gas tipo TGS o MQ se puede afirmar que el sistema a través de la tecnología de sensores micromecanizada tiene un menor consumo de energía en relación al nivel de potencia requerido por los demás tipos de sensores, otro aspecto importante es la reducción de tamaño dentro de la cámara de sensores, quizá unas de las limitaciones más importantes con respecto a las demás referencias es el inconveniente de ser reemplazados al momento de presentarse una falla dentro de la matriz, ya que la tecnología SMD y caso específico estos sensores de gas requieren de condiciones especiales de ensamblaje, además el nivel de dificultad para fijarlos en la board. El sistema de olfato electrónico desarrollado a diferencia de desarrollos anteriores emplea una amplia gama de detección de VOCs debido a sus 15 capas sensitivas características de la matriz de sensores, además se busca obtener mejores resultados a través del acondicionamiento de las muestras ya que en versiones anteriores no es posible realizar este proceso.

Por tanto, debido a las características de las señales y al diseño electrónico que implica el acondicionamiento y registro de los datos, y en pro de optimizar el desarrollo y la funcionalidad del sistema electrónico fue necesario emplear un ADC multiplexado de alta resolución y de un tiempo de establecimiento rápido, que a diferencia de algunos empleados en prototipos anteriores permite configurar la tasa de muestreo de las señales con variaciones de tensión muy pequeñas a una frecuencia de muestreo alta, con la finalidad de obtener una conversión analógica digital óptima y que contenga la mayor cantidad posible de características de las señales donde su tiempo de recuperación de línea base es relativamente rápido. El sistema emplea sensores de gases con más de una capa sensitiva, lo cual permite obtener un gran número de señales de compuestos volátiles en un espacio reducido y de esta manera es posible ampliar el rango de detección de enfermedades



obteniendo mayores características de las muestras de aliento para el análisis de los datos a través de análisis discriminante empleando funciones de machine learning. Además, el bajo consumo de energía es vital en el desarrollo de este tipo de sistemas para su posterior fabricación en masa.

En conclusión, el sistema de nariz electrónica desarrollado cumple con las especificaciones de diseño planteadas desde un inicio, se caracteriza por ser un dispositivo portable, práctico y fácil de manipular, que genera expectativa en los pacientes ya que implementa tecnologías de detección no invasivas y no requiere de tiempos prolongados para la captura de los volátiles en una muestra de aliento, aunque en el desarrollo de este proyecto de investigación financiado por MINCIENCIAS no fue posible tomar muestras de pacientes reales de cáncer de próstata debido a eventos ocurridos durante el desarrollo de esta investigación como la pandemia del covid-19 que generó complicaciones para desarrollar trabajos en el laboratorio como pruebas y demás, también se presentó el problema que al momento de la fabricación de las PCB's se tomó más tiempo debido a la escasez de componentes electrónicos y al tiempo transcurrido para que hubiera disponibilidad (stock) de estos, como es el caso del ADC-7175-8 que fue adquirido por un valor elevado, a eso se le suma la complejidad de la caracterización del sistema debido a que no se contaban con las librerías de los sensores digitales y del ADC lo cual implicó el desarrollo desde cero del código fuente a través de sus registros de configuración y funcionamiento, este proyecto fue orientado para servir de apoyo a estudios de posgrado en la detección de enfermedades crónicas, en donde se recolectarán las muestras de aliento en un centro clínico especializado y se validará el funcionamiento del dispositivo de olfato electrónico con métodos de validación de análisis convencionales (GC/MS). En aplicaciones posteriores el sistema multisensorial permitirá a los médicos realizar el monitoreo y control de enfermedades crónicas de manera fácil, ya que las personas tienden a evitar las pruebas de diagnóstico por la incomodidad que les generan los métodos tradicionales para la detección y control del cáncer de próstata. Este sistema puede ser perfeccionado si se optimiza el proceso de acondicionamiento de los volátiles en la cámara de muestras, ya que si se emplea un sistema totalmente mecanizado se garantiza de que haya menos pérdidas o fugas de la muestra de aliento por presión dentro del sistema, además las dimensiones del dispositivo se podrían reducir empleando dispositivos y actuadores de tamaño reducido aplicado específicamente para campos médicos, además de mejorar la dimensionalidad de la cámara de sensores con la finalidad de reducir el tamaño y peso del dispositivo.



Referencias

(s.f.).

Adams, F. (1994). Hippocratic writings: Aphorisms IV, V. In The Internet Classic Archive.

Afzal, S. (2018). I2C Primer: What is I2C. *Analog Devices*.

Alphus, D., & Wilson. (2015). Advances in Electronic-Nose Technologies for the Detection of Volatile Biomarker Metabolites in the Human Breath. *metabolites*, 140-163.

AndrzejMaćkiewicz, W. R. (2016). *Principal components analysis (PCA)*.

Antti Roine, E. V. (2016). Detection of Prostate Cancer by an Electronic Nose: A Proof of Principle Study. *The journal of urology AUA journals*.

Bailey, L., Pisanelli, A., & Persaud, K. (2008). Development of conducting polymer sensor arrays for wound monitoring. *Sens. Actuat. B: Chem*, 5-9.

Busto O., M. M. (2002). La nariz electrónica en el control de calidad de vinos. *Tecnología del vino*.

Carmen Bax,, Stefano Prudenza,, Giulia Gaspari,, Laura Capelli,, & Gianluigi Taverna. (2022). Drift compensation on electronic nose data for non-invasive diagnosis of prostate cancer by urine analysis. *iScience*.

Celik-Butler. (2005). Introduction to micro electro mechanical systems (mems) and devices. *Electrical Engineering Department, University of Texas at Arlington*.

Chou, J. (1999). Hazardous Gas Monitors: A practical Guide to Selection, Operation and Appliations.

Cortijo, F. (2013). *Técnicas Supervisadas, aproximación no parametrica, Reconocimiento de patrones*. Universidad de Granada, España .

Cuadras, C. (2014). *Nuevos Métodos de Análisis Multivariable*.

Dirven , B. B., Pérez, R., Cáceres, R. J., Tito, A. T., Gómez , R. K., & Ticona, A. (2018). *El desarrollo rural establecido en las áreas Vulnerables*. Lima: Colección Racso.

Durán-Acevedo C., J.-M. A.-G.-M.-T.-A.-S. (2018). Exhaled breath analysis for gastric cancer diagnosis in Colombian patients. *Oncotarget*.

ELECTRONIC NOSE A NOVEL TOOL FOR QUALITY AND PROCESS CONTROL. (2011). *VITAE, REVISTA DE LA FACULTAD DE QUÍMICA FARMACÉUTICA*, 209_217.

Escalona, L., Manganiello, L., López-Fonseca, M., & Vega, C. (2012). Los sensores químicos y su utilidad en el control de gases contaminantes. *INGENIERÍA UC*, 74-88.

Gardner, & Barlett. (1999). La nariz electrónica. *Revista Ibeoamericana de Automática e Informática Industrial*.



- Gianluigi Taverna, Fabio Grizzi, Lorenzo Tidu, Carmen Bax, Matteo Zanoni , & Paolo Vota. (2022). Accuracy of a new electronic nose for prostate cancer diagnosis in urine samples. *National Lybrary of Medicine*, 890-896.
- Gökozan, M. T. (2019). Real-Time Monitoring of Indoor Air Quality with. *applied sciences*.
- Hart, J. (2021). eNose device shows promise in detecting prostate cancer. *Urology Times*.
- Humphreys, L., Orme, R., Moore, P., Charaklias, N., & Sahgal, N. (2011). Electronic nose analysis of bronchoalveolar lavage fluid. *European Journal of Clinical Investigation*, 52-58.
- J.-N. Cornu, G. C.-T. (2011). "Olfactory Detection of Prostate Cancer by Dogs Sniffing Urine: A Step Forward in Early Diagnosis". *Eur. Urol.*, vol. 59, no. 2, pp. 197–201,.
- Joarder, M. H., Kulhari, L., Ahmad, B., & Ray, K. (2021). MOX based E- Nose for Non-Invasive Biomedical Applications. *PRZEGLĄD ELEKTROTE*.
- kai battenberg, S. T. (2021). A flexible cross-platform single-cell data processing pipeline. *Nature Communications* .
- Leslie, S. W., Pronto-Sutton, T. L., Sajjad, H., & Siref, L. E. (2022). Diagnostic Prostate Cancer. *National Library of Medicine*.
- Machado, R., Laskowski, D., Deffenderfer, O., Burch, T., Zheng, S., & Mazzone, P. (2005). Detection of lung cancer by sensor array analyses of exhaled breath. *ATS Journals*, 1286-1291.
- Marco, S., & Gutierrez-Galvez, A. (2012). Signal and Data Processing for Machine Olfaction and Chemical Sensing: A Review. *IEEE Sens*, 3189-3214.
- Max H. M. C. Scheepers, Zaid Al-Difaie, & Lloyd Brandts. (2022). Diagnostic Performance of Electronic Noses in Cancer Diagnoses Using Exhaled Breath. *Jamanetwork*.
- Mildner-Szkudlarz, S., Schuber, J., & Noeldge-Schomburg , G. (2004). Diagnostic potential of breath analysis-Focus on. *Clinica Chimica Acta*, 25-39.
- Moreno, I., Caballero, R., Galán, R., Matía, F., & Jiménez, A. (2009). La Nariz Electrónica: Estado del Arte. *Revista Iberoamericana de automática e informática industrial*, 76-91.
- Moreno, I., Caballero, R., Galán, R., Matía, F., & Jiménez, A. (2009). La Nariz Electrónica: estado del arte. *Revista Iberoamericana de automatica e informatica*, 76-91.
- Persaud , K., & Pisanelli , A. (2006). Monitoring urinary tract infections and bacterial vaginosis. . *Sensors and Actuators B: Chemical*,, 116-120.
- Persaud, K., & Dood, G. (1982). Analysis of discrimination mechanisms of the mammalian olfactory system a model nose. *Nature*, 299, 352-355.



- Phillips, M., Cataneo, R., Chaturvedi, A., Kaplan, P., Libardoni, & Mundada, M. (2003). Detection of lung cancer with volatile markers in the breath. 2115-2123.
- Phillips, M., Cataneo, R., Chaturvedi, A., Kaplan, P., Libardoni, M., & Mundada, M. (2013). Detection of an extended human volatome with comprehensive two- dimensional gas chromatography time-of-flight mass spectrometry. *PLoS One*.
- Pickel, D., Manucy, G., Walker, D., Hall, S., & Walker, J. (2004). Evidence for canine olfactory detection of melanoma. *Appl. Anim. Behav. Sci*, 107-116.
- Quicazán S., M. C., & Díaz M., A. C. (2011). ELECTRONIC NOSE A NOVEL TOOL FOR QUALITY AND PROCESS CONTROL. *VITAE, REVISTA DE LA FACULTAD DE QUÍMICA FARMACÉUTICA*, 209-217.
- Roscioni, C., & De Ritis, G. (1968). On the possibilities to using odors as a diagnostic test of disease (preliminary note). *Ann. Carlo Forlanini*, 457-461.
- Rose, K., Eldridge, S., & Lyman, C. (2015). La internet de las cosas- Una breve reseña. *Internet Society*.
- Sagnik, D., & Mrinal, P. (2020). Non-Invasive Monitoring of Human Health by Exhaled Breath. *The Electrochemical Society*.
- Setyaningsih, S. (2014). *Using Cluster Analysis Study to Examine the Successful Performance Entrepreneur in Indonesia*.
- Singh, D., & Singh, B. (2020). Investigating the impact of data normalization on classification performance. *ScienceDirect*.
- Stetter, J., & Penrose, W. R. (2001). "The Electrochemical Nose. Obtenido de <http://electrochem.cwru.edu/ed/encycl/art-n01-nose.htm>.
- Tiele, A., Wicaksono, A., & Ayyala, S. (2020). Development of a Compact, IoT-Enabled Electronic Nose for Breath Analysis. *electronics*.
- Tovar, G. L. (1986). *El asentamiento y la segregación de los Blancos y Mestizos*. Bogotá: Cengage.
- Turner, C., Španěl, P., & Smith, D. (2006). longitudinal study of ethanol and acetaldehyde in the exhaled breath of healthy volunteers using selected-ion flow-tube mass spectrometry. *Rapid Commun. Mass Spectrom*, 61-68.
- Valera, J. L., Togores, B., & Cosio, B. (2020). Use of the Electronic Nose for Diagnosing Respiratory Diseases.
- Vásquez, C. A. (2018). *Sistema inalámbrico para el monitoreo y detección de compuestos orgánicos volátiles en el alineto exhalado de personas*. Pamplona.

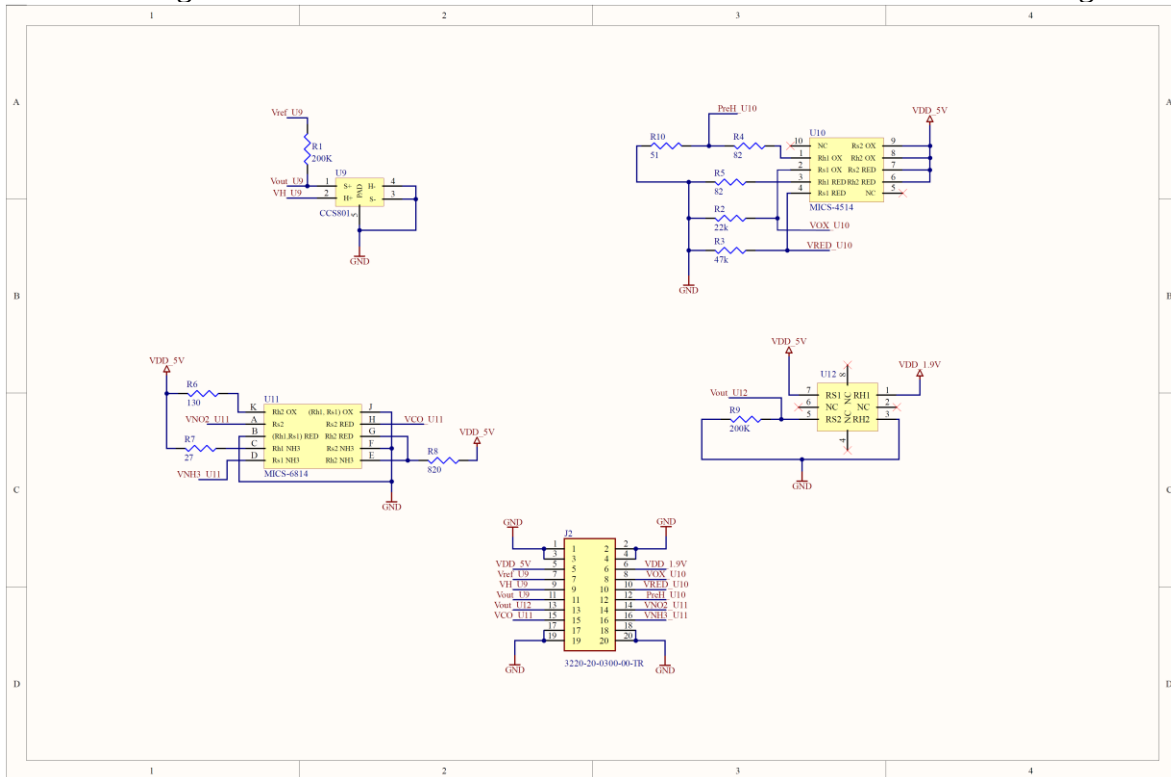


- Wang, C., & Sahay, P. (2009). Breath analysis using laser spectroscopic techniques: Breath biomarkers, spectral fingerprints, and detection limits. *Sensors*, 8230–8262.
- Williams, H., & Pembroke, A. (1989). Sniffer dogs in the melanoma clinic? *The Lancet*.
- Wilson, A. D. (2018). Application of Electronic-Nose Technologies and VOC-Biomarkers for the Noninvasive Early Diagnosis of Gastrointestinal Diseases. *MDPI*.
- Wilson, A., & Baietto, M. (2009). Applications and advances in electronic-nose technologies. *Sensors*, 5099-5148.
- Wilson, A., Bridgwood, B., Lager, K., & Mistri, A. (2018). Application of Electronic-Nose Technologies and VOC-Biomarkers for the Noninvasive Early Diagnosis of Gastrointestinal Diseases. *National Library of Medicine*.

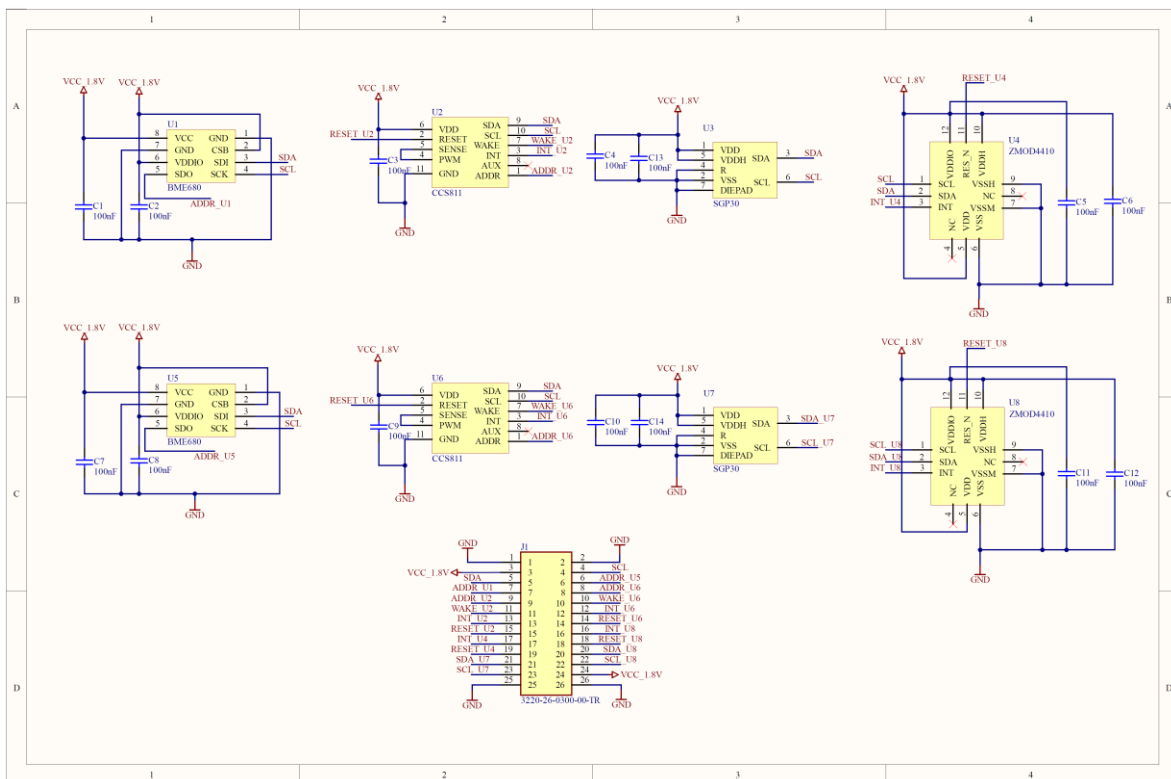


ANEXOS

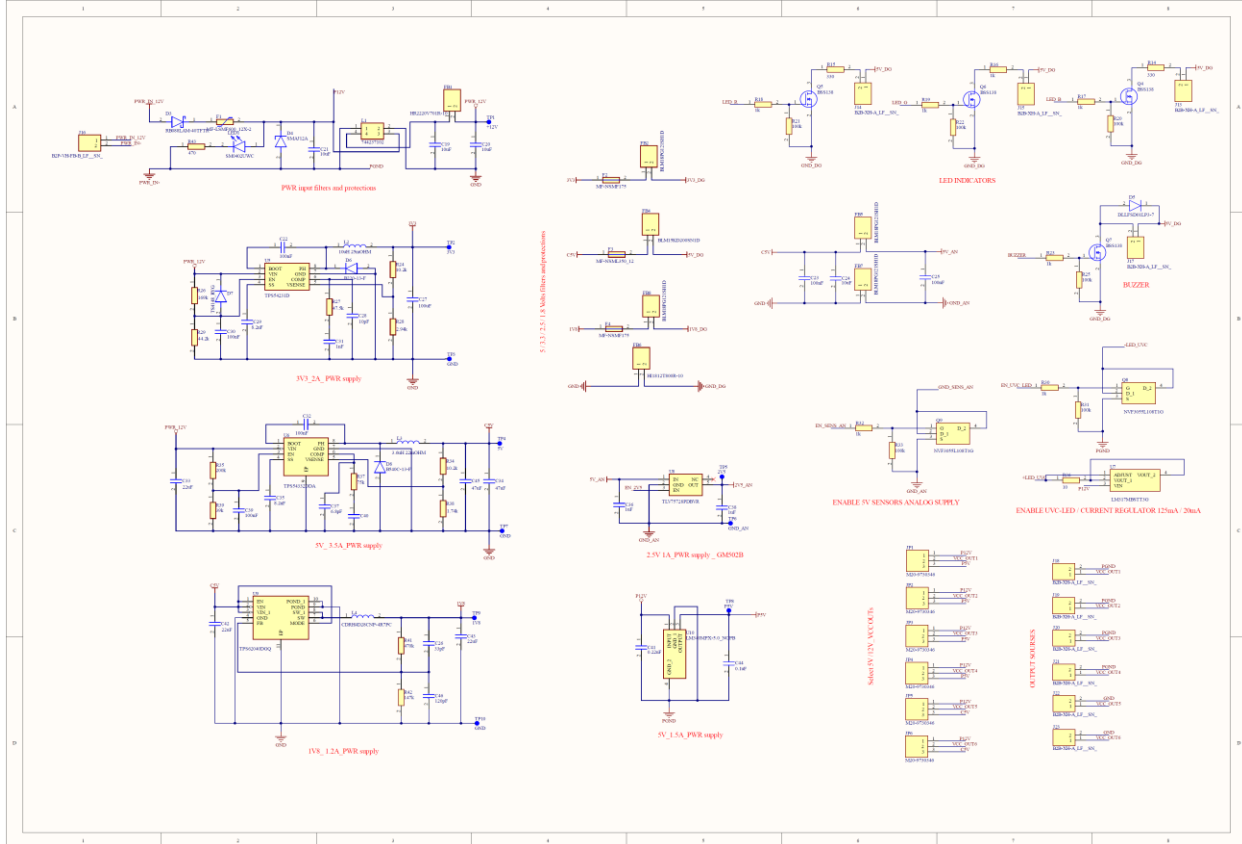
Anexo 1. Diagrama de conexión del diseño electrónico de la PCB de sensores analógicos



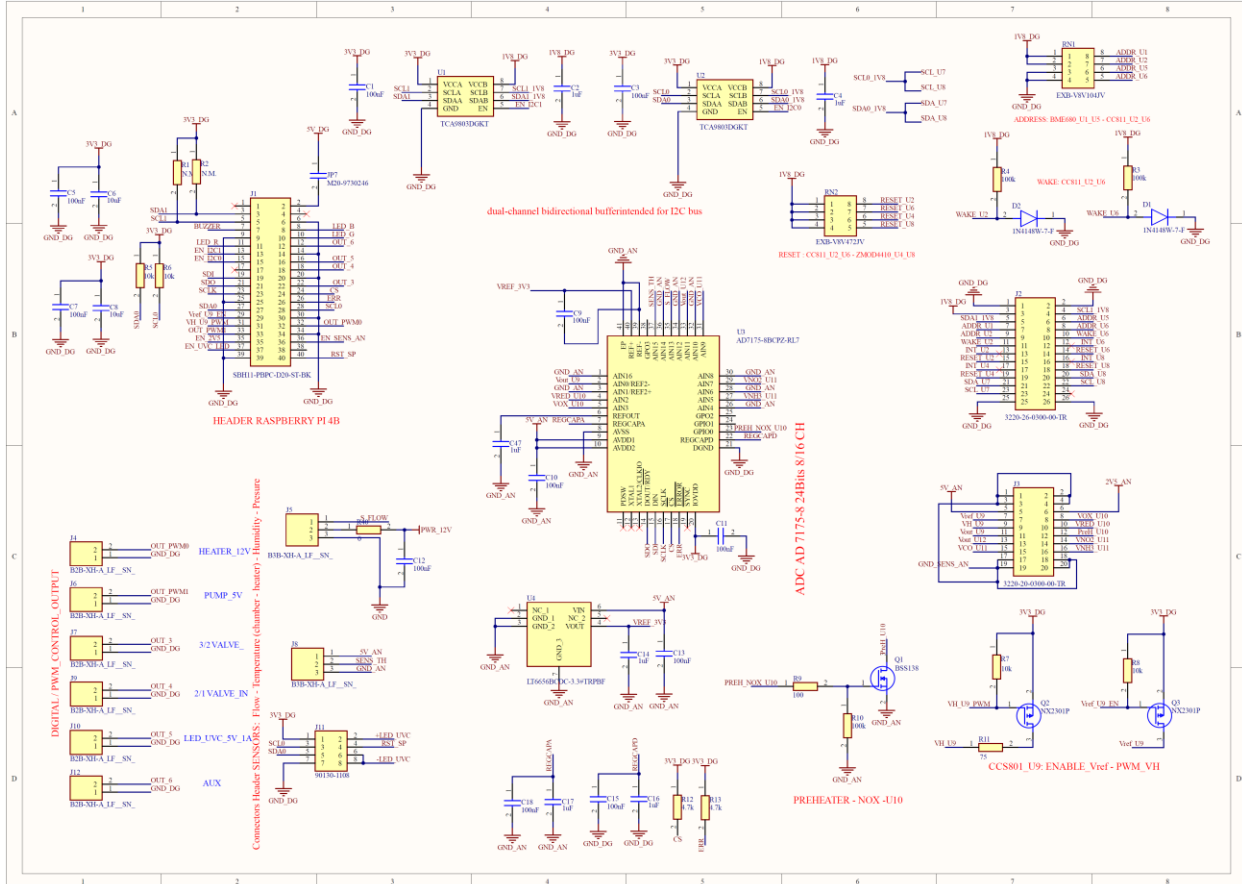
Anexo 2. Diagrama de conexión del diseño electrónico de la PCB de sensores digitales



Anexo 3. Diagrama de conexión del diseño electrónico de la PCB de control del sistema E-Nose

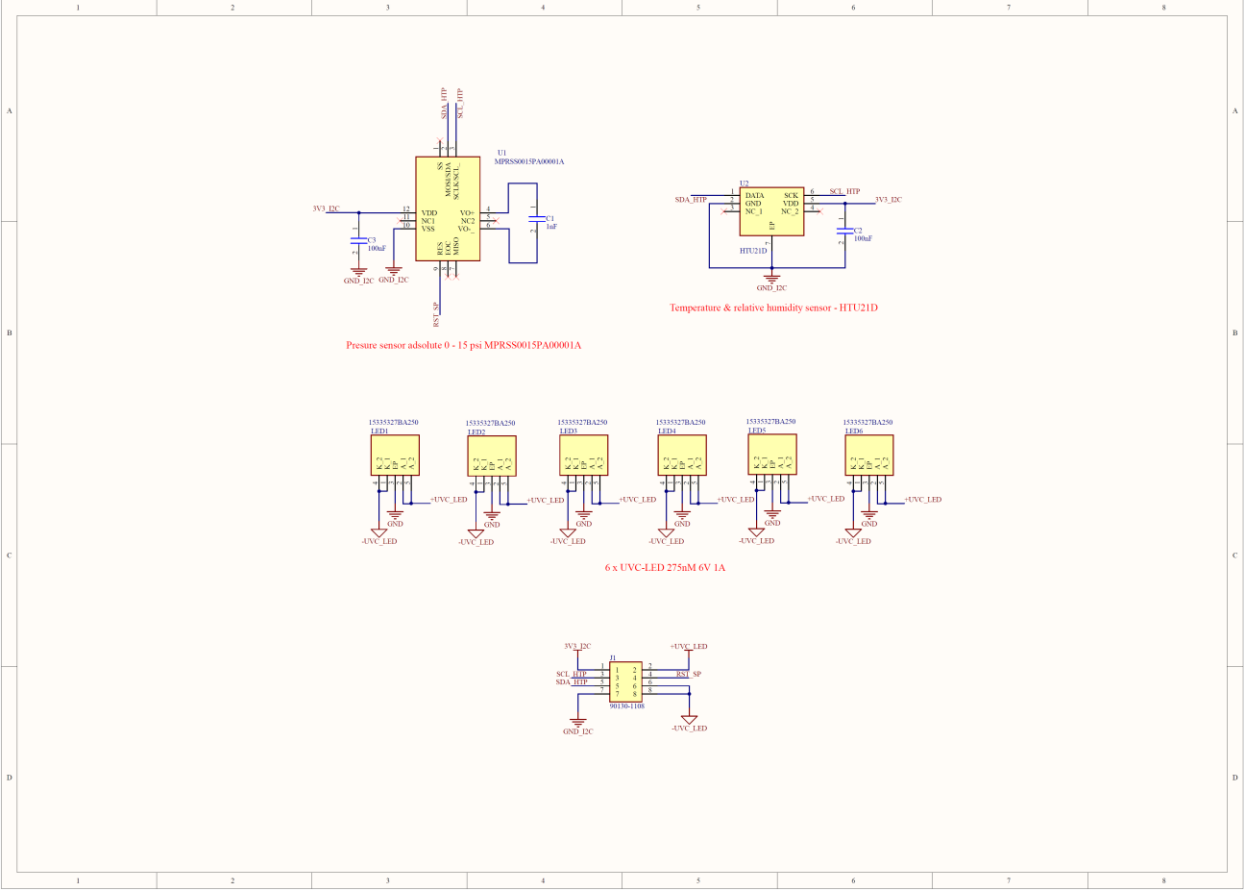


Anexo 4. Diagrama de conexión del diseño electrónico de la PCB de control del sistema E-Nose

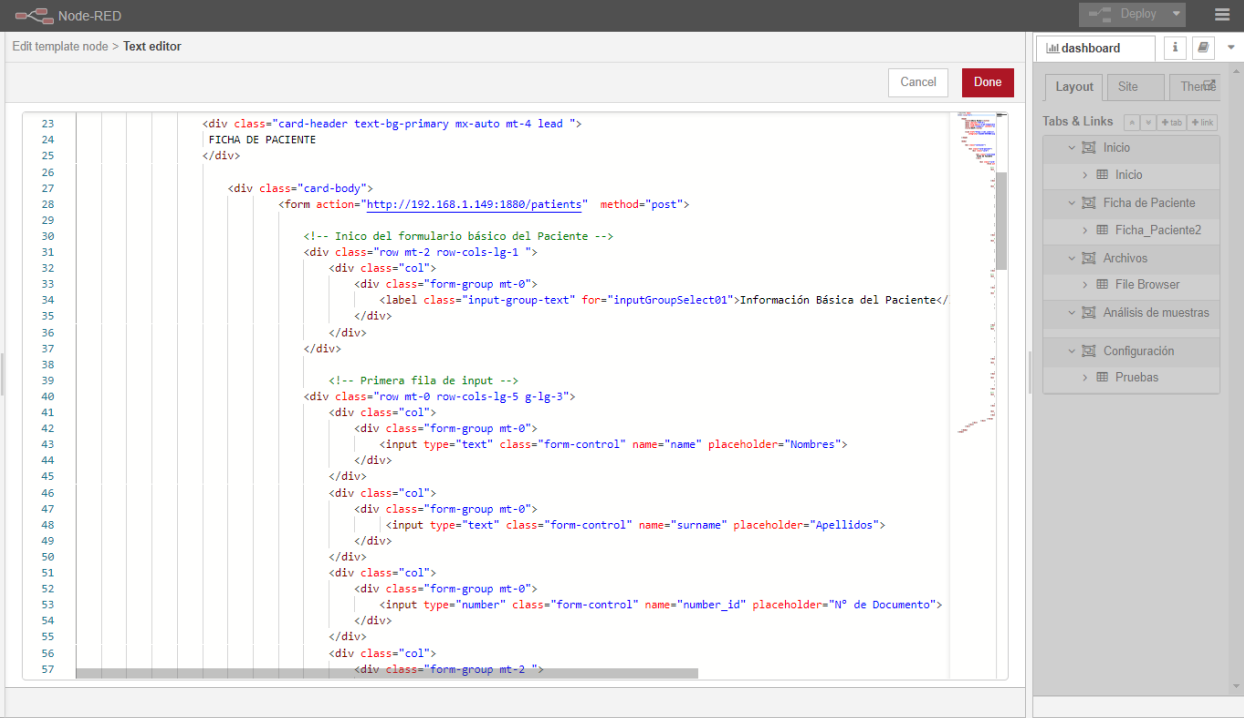




Anexo 5. Diagrama de conexión del diseño electrónico de la PCB de la cámara de muestras

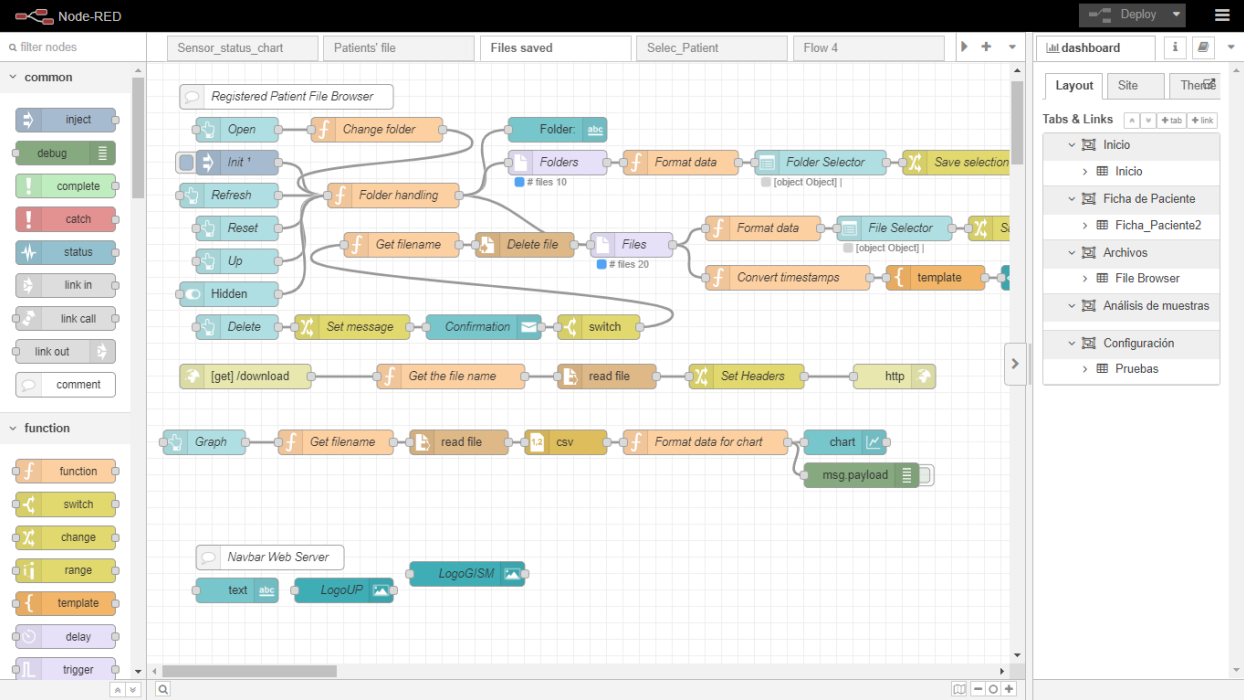


Anexo 6. Diseño del desarrollo Front-end del servidor web

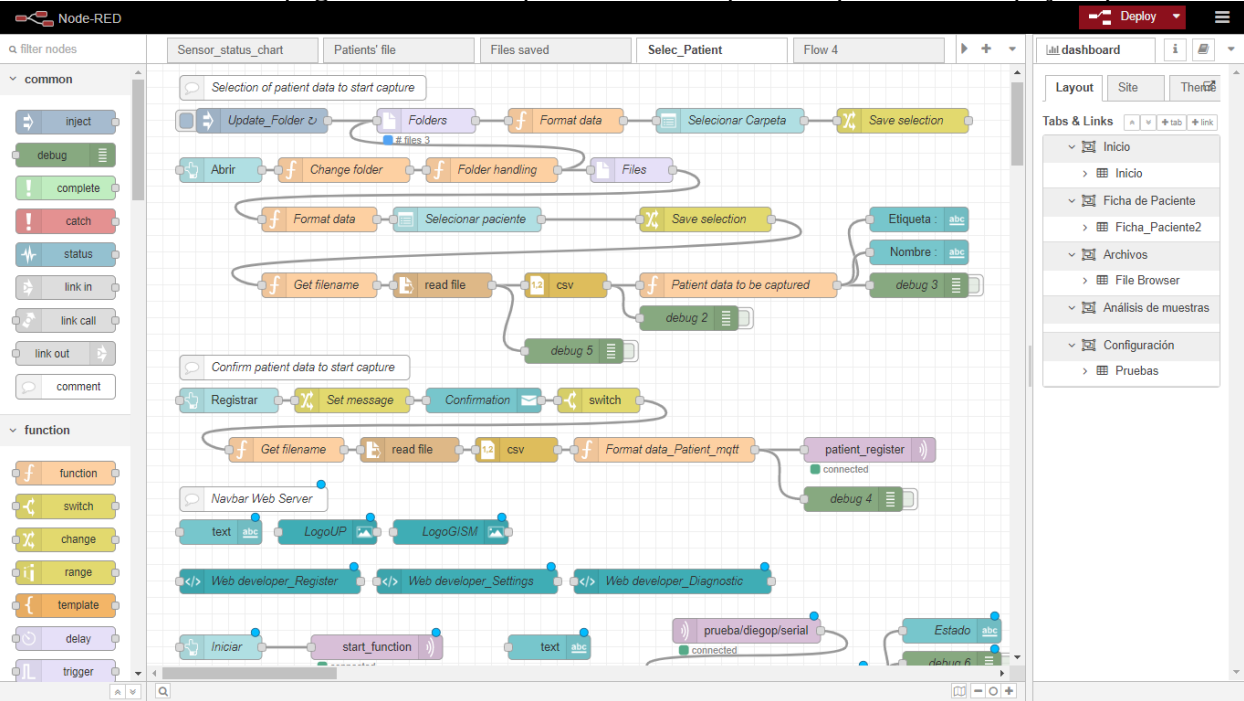




Anexo 7. Diseño del desarrollo Back-end del dispositivo IoT basado en la programación de flujos



Anexo 8. Diseño de la página web del dispositivo IoT empleando protocolos mqtt y http





Anexo 9. Certificado de ponencias en eventos de investigación por parte del grupo GISM

