



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICO MATEMÁTICAS

DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA MEDIR
LA HUMEDAD RELATIVA PRESENTE EN LA
EXHALACIÓN HUMANA

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

LICENCIATURA EN FÍSICA APLICADA

PRESENTA:

EDUARDO AQUINO VÁZQUEZ

ASESORES DE TESIS

DR. SEVERINO MUÑOZ AGUIRRE

M.C. OMAR SOSA RAMOS

México, Puebla, Puebla, C.U.

Agosto, 2024

Jurado asignado:

Presidente. Dr. Victor Manuel Altuzar Aguilar

Secretario. Dra. Georgina Beltrán Pérez

Vocal. Dr. Juan Castillo Mixcóatl

Suplente. Dr. Marcos Rodríguez Torres

Asesor. Dr. Severino Muñoz Aguirre

Asesor. M.C. Omar Sosa Ramos

Agradecimientos

*A mis padres por el apoyo incondicional,
sin ellos no sería posible ninguno de mis logros,
un futuro brillante es fruto de una buena crianza.*

*A mis amigos por todos
los momentos que he vivido a su lado,
por estar aun cuando todo parecía complicado.*

*A las personas que creen en mi,
que esperan de mi grandes cosas,
gracias por confiar en mi aun sin conocerme del todo.*

*Eduardo Aquino Vázquez
Puebla, Puebla, Febrero del 2024.*

Índice general

Índice general	VII
Índice de figuras	IX
Índice de tablas	XIII
Resumen	1
1 Introducción	3
1.1 Antecedentes	3
1.2 Justificación	5
1.3 Objetivos	6
1.3.1 Objetivo General	6
1.3.2 Objetivos Específicos	6
2 Marco teórico	7
2.1 Respiración humana	7
2.1.1 Ventilación	8
2.1.2 Frecuencia respiratoria	11

2.1.3	Volumen pulmonar	12
2.2	Nariz electrónica	14
2.2.1	Sensores QCM	15
2.2.2	Sistemas de medición de la respuesta en sensores de gas	16
2.3	Detección y diagnóstico de enfermedades	17
2.3.1	Biomarcadores	18
2.4	Humedad	20
2.4.1	Humedad relativa	21
2.5	Sensores	22
2.5.1	Sensor digital HIH8121	23
2.5.2	Sensor digital HTU21D(F)	24
2.5.3	Sensor digital DHT22	24
3	Desarrollo Experimental	27
3.1	Arreglo de sensores	27
3.1.1	Microcontrolador PIC18F4550	27
3.1.2	Conexión y comunicación con los sensores digitales.	28
3.1.3	Algoritmo control de sensores	32
3.1.4	Simulación del código desarrollado	33
3.1.5	Interfaz gráfica	34
3.2	Placa PCB	35
3.2.1	Diseño del PCB	36
3.2.2	Estructura del PCB	37

3.3	Análisis de una exhalación	38
3.3.1	Filtro de aire	38
3.3.2	Bolsa de muestra respiratoria	38
3.3.3	Cámara de medición	40
3.3.4	Sistema de análisis	40
4	Resultados y discusión	43
4.1	Resultados	46
4.1.1	Mediciones con la cámara cilíndrica	49
5	Conclusiones	53
5.1	Trabajo a futuro	54
A	Código Principal	55
	Bibliografía	57

Índice de figuras

2.1	Sistema respiratorio.	7
2.2	Proceso respiratorio.	9
2.3	Cambios de presión conforme a cada etapa de la ventilación respiratoria.	10
2.4	Espirograma de volúmenes y capacidades pulmonares.	13
2.5	Estructura principal de una nariz electrónica.	14
2.6	Principio de funcionamiento del QCM.	15
2.7	Parte transitoria y estacionaria de la salida de un sistema. . .	16
2.8	Evolución natural de la enfermedad.	17
2.9	Señal analógica y digital.	22
2.10	Sensor digital de humedad relativa y temperatura HIH8121. . .	23
2.11	Circuito de conexión para el sensor HIH8121.	23
2.12	Sensor digital de humedad relativa y temperatura HTU21D(F). .	24
2.13	Sensor digital de humedad relativa y temperatura DHT22. . .	25
3.1	PIC18F4550.	28
3.2	Diagrama de conexión I2C.	30
3.3	Protocolo I2C bit a bit para el sensor HTU21D y HIH8121. . .	30

3.4	Diagrama de flujo para la comunicación con los sensores digitales HIH8121 y HTU21D(F).	31
3.5	Protocolo 1-Wire	31
3.6	Diagrama de flujo de la comunicación Microcontrolador-sensores-PC.	32
3.7	Simulación del código.	33
3.8	Interfaz gráfica.	34
3.9	Programación a bloques de la interfaz gráfica.	34
3.10	Diseño del PCB.	36
3.11	Diseño en FlatCAM.	36
3.12	Control para el arreglo de sensores digitales de humedad relativa.	37
3.13	Filtro de silica gel.	38
3.14	Bolsa Tedlar para muestra respiratoria.	39
3.15	Forma de inflar en la toma de muestra de exhalación las bolsas Tedlar.	39
3.16	Usuario llenando una bolsa de muestra respiratoria.	40
3.17	Cámara de medición	40
3.18	Sistema para la medición de humedad relativa en una exhalación.	41
4.1	Forma de las gráficas generadas por los datos obtenidos.	44
4.2	Flujos dentro de la cámara de medición	44
4.3	Momentos dentro del proceso de medición de la muestra respiratoria.	45
4.4	Sensores colocados en la entrada de la muestra respiratoria.	45
4.5	Gráfica obtenida del sensor HTU21D-F colocado en la entrada de la cámara de medición.	45

4.6	HR en cada muestra de exhalación en relación con el promedio obtenido.	48
4.7	Comparación de gráficas para la toma de muestra de datos con y sin ventilador.	48
4.8	Cámara cilíndrica construida y diseñada para una mejor medición de la muestra de exhalación.	49
4.9	Gráfica que muestra la relación entre el promedio del mínimo y máximo de humedad relativa con cada muestra realizada. . .	49
4.10	Gráfica del comportamiento de los sensores durante el protocolo seguido con la cámara cilíndrica	50
4.11	Gráfica que muestra la relación entre la media del mínimo y máximo de humedad relativa con lo obtenido en cada muestra para el sensor HIH8121.	50
4.12	Gráfica que muestra la relación entre los datos obtenidos en la cámara cilíndrica y cubica para el sensor HIH8121.	51

Índice de tablas

2.1 Composición del aire en milímetros de mercurio y porcentaje absoluto. 13

4.1 HR de cada muestra respiratoria en promedio de los tres sensores. 47

—

Resumen

*Sonríe, respira y ve despacio
-Nhat Hanh.*

En la actualidad la ciencia y la tecnología se desarrollan a una velocidad asombrosa, en el Cuerpo de Académico de Optoelectrónica y Fotónica (CAOyF) uno de los proyectos que se realizan es la creación de una nariz electrónica basada en un arreglo de sensores, los cuales están formados por una micro-balanza de cristal de cuarzo (QCM) y una película sensible. El proyecto general tiene como objetivo la detección de compuestos orgánicos volátiles (COV), siendo uno de estos la acetona, la cual esta presente en la respiración humana y se considera un biomarcador importante para el diagnóstico no invasivo de diabetes, por lo que se busca desarrollar sensores capaces de detectar este compuesto en la respiración, sin embargo parece ser una tarea complicada, ya que la respiración se considera una mezcla de varios compuestos que dificultan la detección de acetona. La respiración esta formada por diversos gases entre los que destacan con un mayor porcentaje el nitrógeno, sin embargo este es inerte por lo que no interacciona de manera directa con los sensores QCM, por otra parte, el vapor de agua presente en la respiración sí genera una interacción con los sensores QCM, por lo que es necesaria una caracterización de los sensores en un ambiente similar al de una exhalación para poder obtener de manera concisa un análisis certero de nuestra respiración. En el presente trabajo se busca conocer la cantidad de humedad relativa en una exhalación, para posteriormente caracterizar los sensores QCM haciendo que la detección de acetona sea mas precisa.

Introducción

Sección 1.1.

Antecedentes

A lo largo del tiempo se han desarrollado tecnologías para el diagnóstico de enfermedades, sin embargo algunas veces los métodos o instrumentos utilizados para el diagnóstico suele ser dolorosos, incómodos e invasivos. En la búsqueda de nuevas tecnologías capaces de alcanzar un diagnóstico certero se pueden encontrar diferentes alternativas, una de estas son las narices electrónicas compuestas por una variedad de sensores capaces de detectar compuestos en diversos medios, en el área medica los sensores tienen una gran aplicación como lo es la detección de compuestos o el monitoreo de procesos biológicos dentro del cuerpo humano, la tecnología ha ayudado a tener mejores resultados en el tratamiento y diagnóstico de enfermedades.

Los médicos y personas del área de la salud siempre han utilizado sus sentidos para dar una valoración del estado de salud en que se encuentra el paciente, sin embargo no son tan certeros ya que el diagnóstico es a base de percepción del médico, es por eso que se ayudan de exámenes y pruebas como lo son análisis de sangre, de orina, punción lumbar, biopsias entre otras, al paciente para poder obtener resultados y poder evaluar el estado de salud de una persona, dentro de las pruebas para diagnósticos se encuentran las narices electrónicas que permiten detectar compuestos en la respiración, esta tecnología permite una mayor accesibilidad es por eso que estos dispositivos ya se encuentran en el mercado para la detección de diversos compuestos.

Actualmente existe una cantidad enorme de sensores de diversos tipos y de diferente funcionamiento que pueden conformar una nariz electrónica como

sensores de gas, ópticos, capacitivos, resistivos entre otros, sin embargo nos enfocaremos en un tipo de sensor el cual esta formado por una micro-balanza de cristal de cuarzo (QCM) y una película sensible como la etil-celulosa, óxido de grafeno por mencionar algunas. El QCM es un dispositivo altamente sensible (medido en Hz/ppm) a las pequeñas variaciones de masa que en él ocurren [1] además de tener un consumo mínimo de energía. Los QCM funcionan por medio del efecto piezoeléctrico inverso descubierto por los hermanos Jacques y Pierre Curie, al aplicar un campo eléctrico al cristal se genera una deformación en éste[2], el movimiento generado por esta deformación se conoce como oscilación. La oscilación generada por un QCM es la forma de conocer el comportamiento del cristal ante un campo eléctrico. El cristal por si solo no es un sensor, se convierte en sensor cuando se le deposita una película sensible la cual tiene características específicas para la detección de compuestos, cada película sensible tiene afinidad parcial con cierta cantidad de compuestos, por lo que una variedad de sensores con diferentes películas generan un mejor análisis de estos compuestos.

Los compuestos orgánicos volátiles analizados por las narices electrónicas dentro de la respiración llevan el nombre de biomarcadores los cuales proporcionan información útil sobre el espectro (respuestas clínicas que puede producir una enfermedad) de enfermedad[3], estos biomarcadores presentes en la respiración hacen que el diagnóstico de enfermedades de manera no invasiva sea un avance sobresaliente. El análisis científico de biomarcadores ha obtenido buenos resultados como lo son la detección de cáncer, problemas gastrointestinales y problemas respiratorios [4][5] por mencionar algunos. Dentro del análisis de biomarcadores en la respiración existen una serie de factores que pueden interferir el correcto análisis, es por eso que se desarrollan sensores capaces de analizar la respiración sin que estos factores afecten la respuesta del arreglo de sensores.

Uno de los factores que interfieren en el análisis de la respiración es la humedad, la cual esta presente en el aire que respiramos y se incrementa al pasar por la vías respiratorias para un correcto funcionamiento del sistema respiratorio. La cuantificación de la humedad presente en la respiración proporciona datos para poder generar un ambiente similar al de una exhalación y así poder desarrollar sensores QCM con una mayor estabilidad ante la humedad.

Sección 1.2.

Justificación

Las narices electrónicas han tenido un amplio desarrollo en los últimos años; el avance en el diseño de sensores, microcircuitos, películas sensibles y materiales ha permitido una variedad de aplicaciones en diversas áreas que van desde la industria de alimentos y el área de la salud hasta el control de procesos [6]. En el análisis de compuestos orgánicos volátiles (COV) se han construido diversos prototipos de narices electrónicas [7][8], dichos prototipos usan una diversidad de sensores como lo son sensores de óxido metálico, polímeros semiconductores y sensores de gas electroquímicos [9], la variedad de sensores permite a una nariz electrónica reconocer e identificar diversos compuestos en diferentes situaciones como lo pueden ser la detección de gases tóxicos en fábricas, fugas de gas dentro de las viviendas o el análisis de biomarcadores para la detección de enfermedades. En la medicina la tecnología ha propiciado mejoras importantes en la detección, diagnóstico y tratamiento de enfermedades, es por eso que día con día se desarrollan nuevas tecnologías en esta área; los sensores forman parte importante en los avances tecnológicos dentro de la medicina, estos se encuentran presentes en los diversos instrumentos médicos como lo son el estetoscopio, el tensiómetro, termómetros digitales, entre otros, además de estar presentes en los instrumentos también están presentes en otros métodos para diagnóstico y detección de enfermedades como lo son las radiografías[10].

Un diagnóstico de enfermedades de manera temprana propicia un mejor ambiente para el tratamiento de enfermedades con alto índice de mortalidad, sin embargo algunos de los métodos para la detección de diversas enfermedades no siempre son de fácil acceso para la población, es por eso que se desarrollan nuevas tecnologías para poder detectar y diagnosticar de manera certera diversas enfermedades. Las narices electrónicas como instrumento para el análisis de compuestos orgánicos volátiles son una alternativa para la detección y diagnóstico de enfermedades, el análisis de COV como biomarcadores pueden reflejar todo el espectro de enfermedad[3] lo que propicia una detección temprana, un diagnóstico certero y de mejor accesibilidad.

El proceso que implica el desarrollo y caracterización de sensores para la creación de una nariz electrónica siempre esta mejorando y creciendo para poder obtener instrumentos de calidad, la importancia de tener una variedad

de sensores radica en la diversa composición del aire que inhalamos y exhalamos, esta variedad nos permite un mejor análisis de los ambientes en que se aplicará la nariz electrónica, es por eso que los sensores de una nariz electrónica con aplicaciones en el área de la salud deben ser caracterizados en ambientes similares a los procesos biológicos a analizar. Dentro del CAOyF uno de los objetivos relacionados con el área de la salud es la detección y diagnóstico de enfermedades por medio de una nariz electrónica a través del análisis de una exhalación humana en la búsqueda de COV como biomarcadores, es por eso que es importante conocer las características de una exhalación como lo son la temperatura y la humedad para poder realizar una caracterización de sensores adecuados. La caracterización de sensores conforme a las variables presentes del ambiente a analizar ayudan y mejoran al proceso de respuesta y análisis de este, para el análisis de una exhalación el conocimiento de sus características importantes como son el nivel de humedad relativa ayudara al desarrollo de una nariz electrónica que pueda detectar acetona para el diagnóstico de enfermedades a través de la respiración.

Sección 1.3.

Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Cuantificar la humedad relativa presente en una exhalación por medio de un arreglo de sensores comerciales para la caracterización de sensores QCM.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Desarrollo de un programa para el manejo de tres sensores digitales para el monitoreo de humedad relativa.
- Diseño y construcción de una cámara para el monitoreo de muestras respiratorias.
- Análisis de muestras respiratorias para la cuantificación de humedad relativa presente en una exhalación.
- Cuantificación de humedad relativa presente en una exhalación.

Marco teórico

Sección 2.1.

Respiración humana

El proceso de suministrar oxígeno al organismo y eliminar dióxido de carbono se conoce como respiración[11], este proceso es indispensable para la vida de los organismos aeróbicos¹, el sistema respiratorio no realiza todas las fases que involucran a la respiración solo se encarga de la ventilación y el intercambio gaseoso. Como se observa en la Figura 2.1 el sistema respiratorio esta constituido principalmente por la nariz, faringe, laringe, tráquea y pulmones; a la estructura formada por estos órganos que transportan aire hacia y desde los alvéolos pulmonares se denominan vías respiratorias[11].

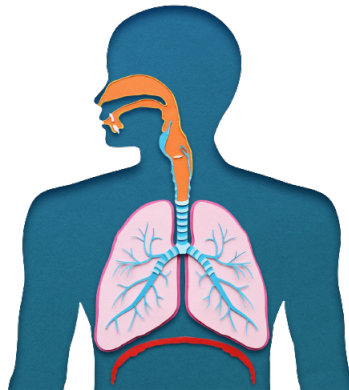


Figura 2.1: Sistema respiratorio.

- La **nariz** es el inicio de las vías respiratorias y es por donde ingresa el aire, sin embargo también se puede ingresar aire por la boca, esto

¹Se denominan organismos aerobios o aeróbicos a los organismos que pueden vivir o desarrollarse en presencia de oxígeno diatómico.[13]

por resfriados o congestión nasal. La nariz tiene como función filtrar, calentar y humedecer el aire entrante[11], también es la encargada de detectar olores por medio de receptores olfativos los cuales se encuentran en la parte superior de la nariz llamada epitelio[11] y de modificar las vibraciones del sonido por medio de la cámara de resonancia² hueca[12].

- La **faringe** se encuentra posterior a la cavidad nasal y oral, sus paredes se encuentran cubiertas de membrana mucosa³. Tiene como función el pasaje de aire y de alimentos, además brinda una caja de resonancia para la voz; en esta alberga a las amígdalas encargadas de procesos del sistema inmunológico.
- La **laringe** es un pasaje que conecta la faringe con la traquea; se encarga de permitir el flujo de aire, pero no de alimentos ni líquidos, hacia el resto de vías respiratorias. El componente encargado de permitir el flujo de aire es la epiglotis la cual es un fragmento cartilaginoso en forma de hoja que asciende o desciende en la entrada de la laringe. [11]
- La **tráquea** es un pasaje tubular que se extiende desde la laringe y se conforma de 15-20 anillos cartilaginosos en forma de C apilados uno sobre otro, lo que da un soporte rígido que evita el colapso hacia dentro de la pared traqueal y la obstrucción del flujo aéreo hacia los bronquios primarios[11].
- El extremo final de la traquea se ramifica en dos bronquios primarios pertenecientes a cada pulmón. Un pulmón es un órgano de forma cónica ubicado en la cavidad torácica y es donde se da el intercambio gaseoso pulmonar.

La respiración se divide en cinco pasos principalmente la ventilación, el intercambio gaseoso pulmonar, el transporte de oxígeno por la sangre, el intercambio gaseoso sistémico y la respiración celular, sin embargo para este trabajo nos enfocaremos en el proceso de ventilación, ya que aquí se encuentra el entorno de investigación en la detección y diagnóstico de enfermedades por medio de una nariz electrónica.

²La resonancia es la prolongación, amplificación o modificación del sonido mediante la vibración.[12]

³La membrana mucosa es una capa de células que segrega moco para atrapar partículas inhaladas y sirve como lubricante de las vías respiratorias.[11]

2.1.1 Ventilación

La ventilación pulmonar es el flujo hacia dentro y hacia fuera de los pulmones[12] como se muestra en la Figura 2.2; el aire fluye debido a las presiones generadas por la contracción y relajación de los músculos respiratorios, en este proceso son importantes tres presiones:

- *Presión atmosférica*: es la presión del aire en la atmósfera, a nivel del mar es alrededor de 760 milímetros de mercurio (mm Hg) o de una atmósfera (1 atm)[11].
- *Presión alveolar*: es la presión del aire dentro de los alvéolos pulmonares; según la etapa del ciclo respiratoria esta puede ser mayor o menor a la presión atmosférica. El aire fluye hacia los pulmones o sale de ellos debido al gradiente de presión entre la atmósfera y los alvéolos[11].
- *Presión intrapleural*: es la presión dentro de la cavidad pleural⁴. Esta presión siempre es negativa y varía entre 754 y 756 mm Hg durante la respiración tranquila.

El proceso de ventilación pulmonar consiste de tres fases: el reposo, la inhalación y la exhalación.

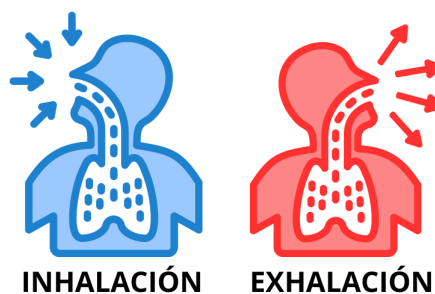


Figura 2.2: Proceso respiratorio.

2.1.1.1 Inhalación

El ingreso de aire se denomina *inhalación*, antes de cada inhalación la presión de aire dentro de los pulmones es igual a la presión atmosférica y es la fase de

⁴La cavidad pleural, espacio pleural o espacio interpleural es un espacio muy delgado que queda entre las pleuras pulmonares, unas membranas que recubren los pulmones.

reposo. Para que el aire ingrese a los pulmones a través de las vías respiratorias la presión de los alvéolos debe ser menor a la de la atmósfera, esto se logra aumentando el tamaño de los pulmones[12]. Este comportamiento se basa en la **ley de Boyle**: "El volumen de un gas dado es inversamente proporcional a la presión que actúa sobre el gas." [14]

$$P_i V_i = k \quad (2.1)$$

donde P_i corresponde a la presión del gas, V_i el volumen del gas y k una constante arbitraria de proporcionalidad, esta formula se da a una temperatura constante.

El musculo más importante en la inhalación es el diafragma, la contracción de este hace que se aplane y su cúpula descienda, aumentando el volumen de la caja torácica. En una inhalación tranquila el diafragma desciende alrededor de 1cm lo que genera una diferencia de presión de $1 - 3 \text{ mm Hg}$ y una inhalación de 0.5L [11]. A medida que el volumen de la caja torácica aumenta se incrementa el volumen de los pulmones descendiendo la presión alveolar de 760 a 758 mm Hg , estableciendo una diferencia entre la presión alveolar y la presión atmosférica por lo que el aire comienza a fluir a través de las vías respiratorias para llegar a los pulmones hasta que la diferencia de presión sea nula. La contracción del diafragma es 75% responsable del aire que ingresa a los pulmones durante una respiración tranquila mientras que el otro porcentaje pertenece a la contracción de los intercostales, además durante una inhalación forzada se contraen también los músculos inspiratorios accesorios⁵, esta contracción aumenta el volumen de la caja torácica determinando una presión alveolar mas baja y por tanto un ingreso mayor de aire.

2.1.1.2 Exhalación

Al acto de expulsar aire al exterior del organismo se le conoce como *exhalación* o *espiración* (ver figura 2.3) y también se da por un gradiente de presión[11]. Es un proceso pasivo⁶ y se da por al retroceso elástico⁷ de la pared torácica y los pulmones, los cuales tienden a recuperar su volumen normal. Una exhalación comienza cuando se relajan los músculos respiratorios como lo son el diafragma; este movimiento reduce el volumen pulmonar, provocando un

⁵Se denominan músculos inspiratorios accesorios por su escasa contribución durante una inhalación normal.

⁶Se considera proceso activo al intervenir contracciones musculares, y pasivo cuando no intervienen.

aumento de presión alveolar a 762 mm Hg lo que hace fluir el aire hacia el exterior hasta entrar en equilibrio.

La exhalación se vuelve un proceso activo en una respiración forzada, ya que los músculos intercostales se contraen aumentando la presión en la región del torax provocando que los pulmones se vuelvan aun mas pequeños aumentando la presión alveolar y fluyendo mas aire de los pulmones hacia el exterior.

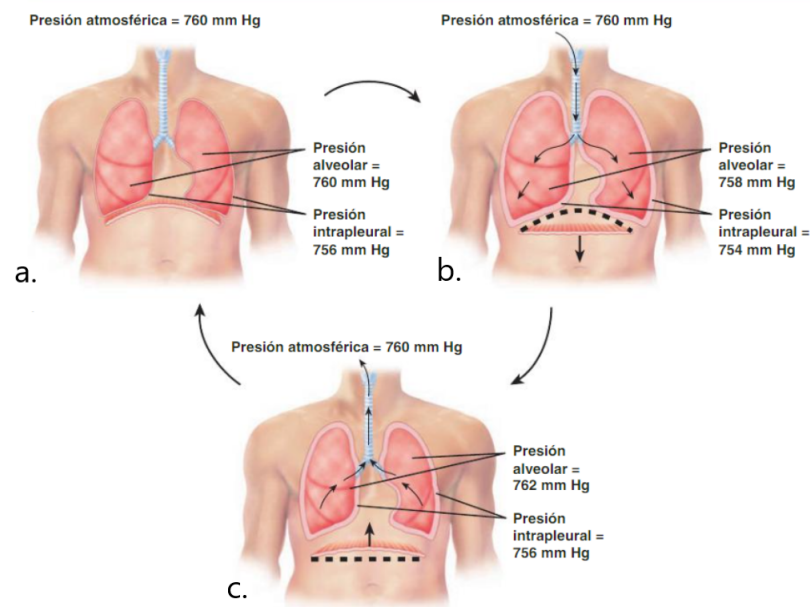


Figura 2.3: Cambios de presión conforme a cada etapa de la ventilación respiratoria.

Como se muestra en la Figura 2.3 (Derrickson, 2018) el aparato respiratorio se encuentra en reposo, por lo que las presiones alveolar y atmosférica son iguales y no hay flujo. En Figura 2.3b inicia la inhalación disminuyendo la presión alveolar con respecto a la atmosférica lo que provoca el flujo de aire hacia los pulmones, finalmente en Figura 2.3c la presión alveolar es mayor a la atmosférica por lo que ahora el flujo de aire es hacia el exterior.

⁷Las fuerzas que contribuyen al retroceso elástico son la recuperación de la longitud normal de las fibras elásticas que fueron estiradas en la inhalación y la tracción hacia dentro de la tensión superficial debido a la película del líquido alveolar.[11]

2.1.2 Frecuencia respiratoria

La *frecuencia respiratoria* es el número de ciclos respiratorios por unidad de tiempo, en promedio un adulto tiene alrededor de 12 respiraciones por minuto[11]. Un ciclo normal de respiración se denomina *eupnea*⁸, esta puede ser superficial, profunda o combinada: un patrón de respiración superficial puede ser la respiración costal que consiste de un movimiento hacia arriba y hacia fuera del tórax por contracción de los músculos internos[12], mientras que un patrón de respiración profunda puede ser la respiración diafragmática el cual consiste de un movimiento hacia afuera del abdomen por la contracción y el descenso del diafragma[12].

La respiración puede modificarse por diferentes motivos como lo son la expresión de emociones así como la expulsión de sustancias extrañas de las vías respiratorias por alguna enfermedad, estos patrones de respiración suelen ser reflejos del cuerpo, sin embargo también pueden iniciarse patrones de respiración de manera voluntaria, algunos de estos patrones de respiración son los siguientes:

- **Tos:** Es una inhalación profunda y prolongada seguida de una exhalación fuerte que envía una ráfaga de aire por las vías respiratorias abiertas[12].
- **Estornudo:** Es una contracción espasmódica⁹ de los músculos respiratorios en el que se expulsa enérgicamente aire a través de la nariz y boca [11].
- **Suspiro:** Inspiración prologada y profunda seguida de inmediato por una espiración mas breve, pero forzada[11].
- **Bostezo:** Inspiración realizada por la boca que provoca una depresión exagerada en la mandíbula[11].
- **Llanto:** Inhalación seguida de muchas exhalaciones breves convulsivas[12].
- **Risa:** Inhalación seguida de muchas exhalaciones breves convulsivas a diferencia del llanto el ritmo del patrón cambia así como las expresiones[12].
- **Hipo:** Contracción espasmódica del diafragma seguido del cierre de la hendidura glótica que produce un sonido agudo al inhalar[12].

⁸Eupnea de *eu* que significa normal y *pnea* de respiración

2.1.3 Volumen pulmonar

En el proceso de ventilación distintas cantidades de aire fluyen hacia dentro y fuera de los pulmones, estas cantidades dependen de diversos factores relacionados con cada persona. Las cantidades de aire se clasifican en volúmenes pulmonares, el instrumento para medir estas cantidades es el *espirómetro* y el registro generado por este se llama *espirograma*[12]. Existen diversos volúmenes pulmonares entre los que se encuentran:

- **Volumen corriente (V_C)** es el volumen de aire inhalado o exhalado durante un ciclo respiratorio en condiciones de reposo, en promedio equivale a 500 ml en un adulto de sexo indistinto[11].
- **Volumen de reserva inspiratoria (VRI)** es el máximo de volumen de aire que puede ingresar después de una eupnea, en promedio es de alrededor de 3100 ml en un adulto hombre y de 1900 ml en un adulto mujer[11].
- **Volumen de reserva espiratoria (VRE)** es el máximo que puede expulsarse después de una eupnea, en promedio en adultos es de 1200 ml en hombres y de 700 ml en mujeres[11].
- **Volumen residual (VR)** es el volumen de aire que permanece en los pulmones tras una espiración máxima, en promedio es de 1200 ml en los hombres y 1100 ml en mujeres. Este volumen de aire permanece en los pulmones por la presión intrapleurales mantiene a los alvéolos ligeramente insuflado¹⁰[11].
- **Capacidad residual funcional (CRF)** es el volumen de aire de los pulmones al final de una espiración normal, se compone de la suma del volumen residual y el volumen de reserva espiratoria[11].
- **Capacidad inspiratoria (CI)** es el volumen máximo de aire que puede ser inspirado después de una exhalación normal, esta dado por la suma del volumen corriente y el volumen de reserva inspiratoria[11].
- **Capacidad vital** es el volumen máximo de aire que puede ser espirado después de una inspiración máxima y se da por la suma del volumen

¹⁰El movimiento corporal espasmódico es una afección en la cual una persona hace movimientos rápidos que no puede controlar.

corriente, el volumen de reserva inspiratoria y el volumen de reserva espiratoria[11].

- **Capacidad pulmonar total** es el volumen total de aire en los pulmones después de una inspiración máxima, es la suma de la capacidad vital y el volumen residual.

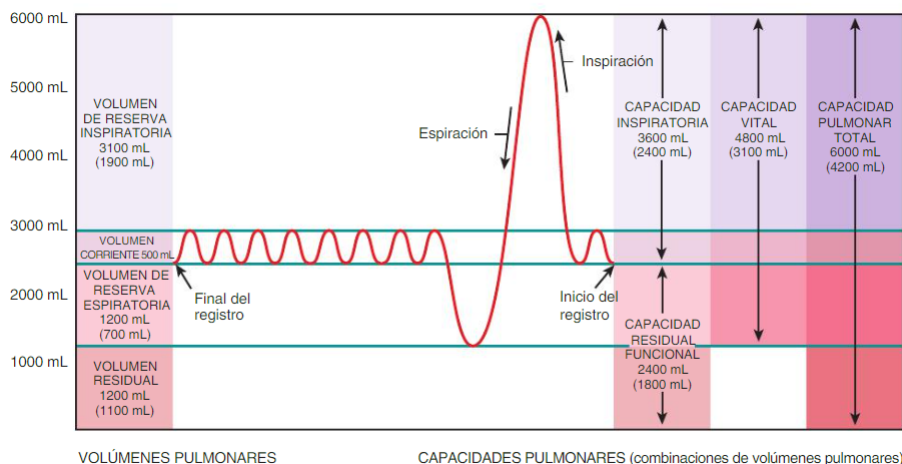


Figura 2.4: Espiograma de volúmenes y capacidades pulmonares.

El espirograma (Figura 2.4) (Derrickson,2018) indica los valores promedio mostrados para los volúmenes y capacidades pulmonares en una eupnea para adultos sanos, los valores entre paréntesis muestran los valores para mujeres. En un adulto típico el 70% del volumen corriente llega a la zona de los bronquiolos y los alvéolos, mientras que el 30% restante se queda en las vías respiratorias; el aire atrapado en las vías respiratorias que no participa en el intercambio respiratorio se conoce como espacio muerto.

Finalmente se muestra una aproximación de la composición del aire en la tabla 2.1[13]:

Tabla 2.1: Composición del aire en milímetros de mercurio y porcentaje absoluto.

Composición del aire			
Componentes	Aire atmosférico	Aire alveolar	Aire espirado
N_2	597(78.5%)	569(74.9%)	566(74.5%)
O_2	159(20.9%)	104(13.6%)	120(15.7%)
CO_2	0.3(0.01%)	40.0(5.3%)	27.0(3.6%)
H_2O	3.7(0.5%)	47.0(6.2%)	47.0(6.2%)
Total	760(100%)	760(100%)	760(100%)

Sección 2.2.

Nariz electrónica

La nariz electrónica se define como un instrumento dotado de sensores y de un programa quimiométrico de reconocimiento de modelos, que es capaz de reconocer y comparar olores individuales o complejos [18]. El objetivo del instrumento es emular el olfato, los humanos con el sentido del olfato relacionamos el aroma con el color, el sabor o alguna característica de cierto objeto; una nariz electrónica relaciona el aroma con una respuesta que fue previamente analizada y almacenada para su comparación. Las narices electrónicas están estructuradas principalmente en tres partes los cuales son el sistema de toma de muestra, el arreglo de sensores y el sistema encargado de analizar los datos para dar una respuesta (Figura 2.5).

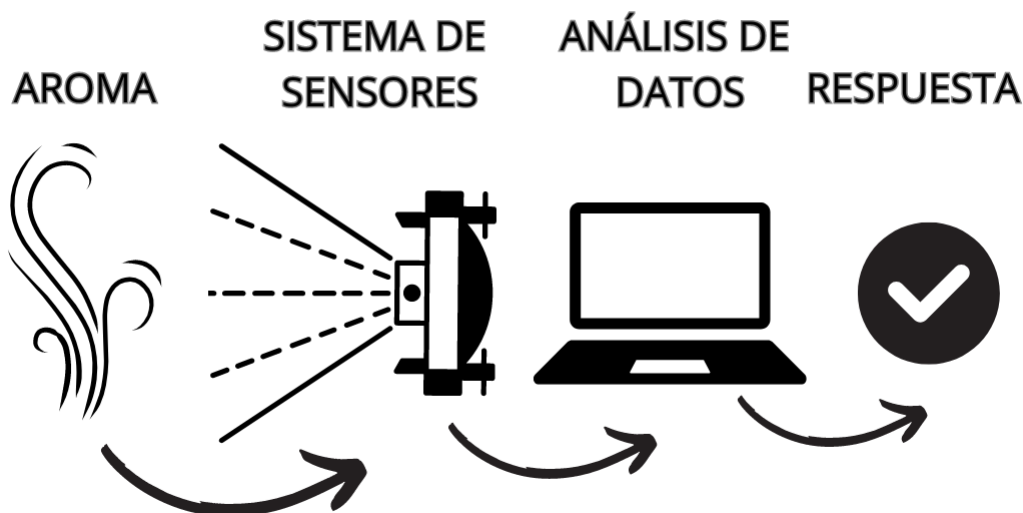


Figura 2.5: Estructura principal de una nariz electrónica.

Esta estructura facilita comprender el funcionamiento de cada parte de la nariz electrónica; primeramente se toman las muestras del ambiente que se desean analizar, estas muestras pasan por el sistema que contiene un arreglo de sensores para medir sus propiedades físico-químicas, dicha medición es almacenada en el ordenador para el proceso de análisis y posteriormente arrojar un gráfico que servirá como la huella digital de la muestra.

¹⁰Insuflar es la acción de introducir en un órgano un gas o un líquido

Existe una gran variedad de tipos de narices electrónicas, esta variedad esta dada por el arreglo de sensores que utilizan, los arreglos están formados por ciertos tipos de sensores como lo son sensores de polímero conductor, piezo-eléctricos, de óxido metálico, electro-químicos y ópticos[6] cada uno de estos sensores mide de una manera diferente los sensores de polímero conductor miden basándose en los cambios de las propiedades eléctricas del polímero que interactúa con el objeto a medir, los sensores de óxido metálico miden la concentración de gases mediante cambios en la conductividad eléctrica del material sensible y los sensores ópticos miden mediante la interacción de la luz con el entorno. Esta variedad da como resultado aplicaciones en diversas áreas tecnológicas.

2.2.1 Sensores QCM

El arreglo de sensores utilizados para la nariz electrónica desarrollada por el CAOyF está constituido de sensores QCM los cuales se componen de una microbalanza de cristal de cuarzo y una película sensible. Una microbalanza de cristal de cuarzo mide el cambio de masa mediante el cambio en la frecuencia de un cristal de cuarzo piezoeléctrico cuando se ve perturbado por la adición de una masa diminuta (una cantidad de masa del orden de ppb a ppm), como proteínas, compuestos orgánicos volátiles o cualquier otro objeto diminuto destinado a ser medido[19], mientras que la película sensible que recubre al cristal adsorbe los compuestos de la muestra en estado gaseoso que se va a analizar; en función de las propiedades físico-químicas de la película sensible se pueden detectar diferentes compuestos[20].

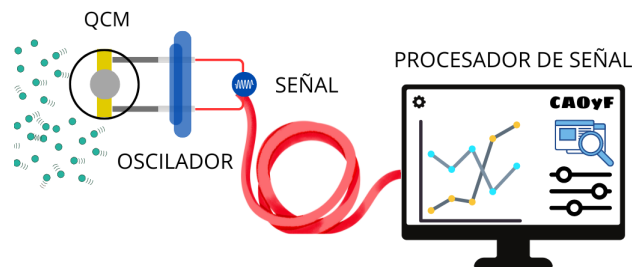


Figura 2.6: Principio de funcionamiento del QCM.

La Figura 2.6 muestra un esquema que describe el principio de funcionamiento de los sensores QCM en el cual se tiene la masa de la película sensible de-

positada sobre los electrodos de la microbalanza de cristal de cuarzo, posteriormente se expone a la muestra de COV donde la película sensible adsorbe ciertos componentes de manera selectiva cambiando la masa en la microbalanza, este cambio de masa es transformado en un cambio de frecuencia el cual se puede calcular a través de la ecuación de Sauerbrey 2.2:

$$\Delta f = \frac{-2f_0^2 A}{\sqrt{\rho_q \mu_q}} \Delta m \quad (2.2)$$

donde:

- f_0 : frecuencia natural de resonancia del cuarzo (MHz).
- Δf : cambio de frecuencia en el cristal (Hz).
- Δm : cambio de masa (g).
- A : área de los electrodos (cm^2).
- ρ_q : densidad del cuarzo ($2.648g/cm^3$).
- μ_q : módulo de cizalla del cuarzo para un corte AT ($2.947 \times 10^{11}g/cm \cdot s^2$).

La sensibilidad de la frecuencia de oscilación de los cristales a la temperatura, humedad, presión, etc., permite que los sensores QCM sean sensores de alta precisión, es por eso que dentro de la literatura sobre sensores se prefiere a los sensores de alta frecuencia (entre 20 MHz a 30MHz), la estabilidad de frecuencia de un oscilador especifica su capacidad para mantener constante la frecuencia de la señal de salida en el tiempo[22].

2.2.2 Sistemas de medición de la respuesta en sensores de gas

Como se hablo previamente es necesario una relación entre compuesto COV y una magnitud física como lo puede ser el voltaje o corriente, entre otras. Esa relación es la respuesta generada por el sensor, para medir esta respuesta en el CAOyF se tienen dos tipos de sistemas el estático y el dinámico. El sistema estático es aquel cuya estructura y relación entre elementos como el volumen y la temperatura pueden considerarse permanentes a través del tiempo[21], mientras que en el sistema dinámico sus variables pueden considerarse variables con el tiempo.

Estos sistemas generan una respuesta temporal la cual muestran su comportamiento en el tiempo ante alguna variación en sus entradas. La respuesta temporal se compone de una respuesta transitoria ($y_t(t)$) y una respuesta estable ($y_{ss}(t)$):

$$y(t) = y_t(t) + y_{ss}(t). \quad (2.3)$$

Como se muestra en la Figura 2.7 la respuesta transitoria es el comportamiento del sistema que evoluciona desde la aplicación del estímulo hasta el régimen estable, mientras que la respuesta estable se refiere a la manera en la que se comporta la salida del sistema conforme el tiempo t tiende a infinito y tiene características de invariabilidad en el tiempo.

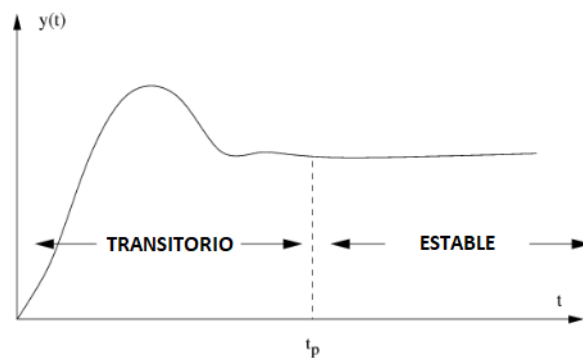


Figura 2.7: Parte transitoria y estacionaria de la salida de un sistema.

Sección 2.3.

Detección y diagnóstico de enfermedades

Entre las muchas aplicaciones de las narices electrónicas el uso como instrumento de detección y diagnóstico de enfermedades es uno de ellos. Para poder hablar de enfermedad es necesario contrastar los conceptos que se involucran, comenzando con el concepto de *salud* el cual de acuerdo a *Horacio Argente*[15] la salud es una construcción cultural muy compleja y un estado progresivo de resolución de las inequidades sociales. El concepto de salud resulta complicado de abordar debido a que es una ciencia social, por lo que cada persona puede definir qué es la salud para cada una de ellas, ahora del lado contrario se encuentra *enfermedad* que etimológicamente del hebreo significa *debilidad*, sin embargo de un antiguo dialecto judío se traduce como *sin proyectos*[15]; este último hace referencia a un concepto social que se puede comparar con el significado social de "salud".

Dejando el ámbito social en biología tenemos que una enfermedad es una afección que padece un ser vivo, que consiste en el cambio de su estado normal de salud o una anomalía del organismo de un individuo por lo que se produce un cambio en el estado de salud del mismo[17]. Existe una gran cantidad de enfermedades, por lo que también existen diferentes tipos de métodos para la detección de estas. La detección temprana de enfermedades es el proceso de identificar una enfermedad antes de que aparezcan los síntomas y tiene como objetivo prevenir o tratar enfermedades de manera temprana para evitar complicaciones en la salud.

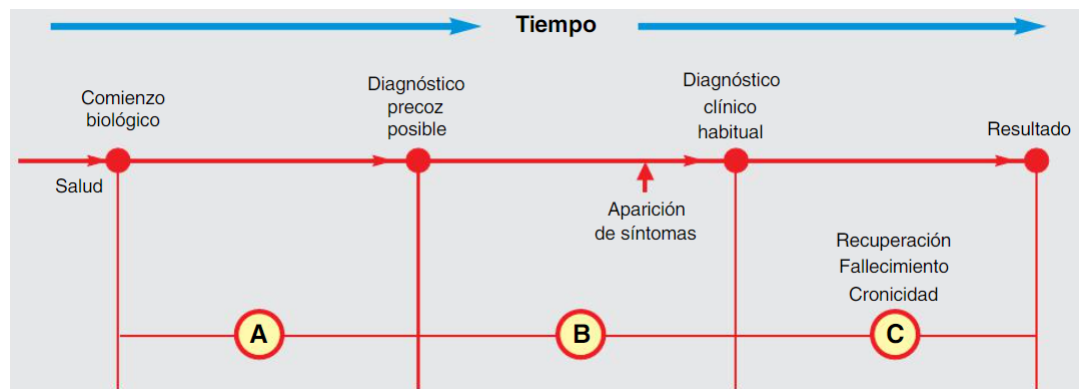


Figura 2.8: Evolución natural de la enfermedad.

Para detectar una enfermedad es necesario detectar características y comportamientos específicos en individuos que están fuera de lo común; los médicos generan una historia clínica en cada uno de sus pacientes lo que les permite saber el comportamiento de su cuerpo por lo que cuando se da una anomalía puedan identificarla (ver Figura 2.8), una vez detectada esta anomalía se realizan exámenes y pruebas para determinar a qué se debe además de predecir los posibles riesgos y cambios que se puedan generar en el paciente. Una detección temprana y certera cambia radicalmente el desenlace de la enfermedad, sin embargo existe cierta controversia en evaluar a pacientes sanos, porque están "sanos", pero el evaluar a pacientes sanos ayuda a la prevención de enfermedades, ya que alguna de estas no muestran síntomas hasta que ya se desarrollaron dentro del paciente.

Uno de los retos en la medicina actual es la predicción de enfermedades en pacientes sanos por lo que la nariz electrónica como método de detección de enfermedades tiene un interés creciente, el papel de los biomarcadores en los procesos y sustancias biológicas nos brinda la posibilidad de obtener diagnósticos y pronósticos certeros.

2.3.1 Biomarcadores

El término biomarcador, acrónimo de *marcador biológico*, en un sentido amplio se puede definir como la presencia de un xenobiótico¹¹ en un fluido biológico y/o las alteraciones que induce el mismo sobre los componentes celulares o bioquímicos que son cuantificables en un sistema biológico o muestra[23]. Un biomarcador ideal debe ser específico, predictivo, sensible, rápido y económico, estable *in vivo* e *in vitro*, no invasivo, y que tenga suficiente relevancia preclínica¹² y clínica como para poder modificar las decisiones relativas al proceso patológico¹³ en que se aplica[24].

En general se distinguen tres tipos de biomarcadores:

- **Biomarcadores de exposición:** Es un compuesto exógeno¹⁴ dentro del organismo que refleja la exposición de este a un xenobiótico[23]. El análisis de estos biomarcadores se realiza en fluidos corporales como lo son sangre, orina y aire exhalado, Bernard[25] divide a este grupo de biomarcadores en dos subgrupos: selectivos y no selectivos. Los biomarcadores selectivos se basan en la medida directa del tóxico, en cambio los no selectivos constituyen un grupo de indicadores inespecíficos.
- **Biomarcadores de susceptibilidad:** Sirven como indicadores de sensibilidad al efecto de un xenobiótico[23], estos compuestos se dan por factores genéticos en el estudio de ADN.
- **Biomarcadores de respuesta:** Este biomarcador es indicativo de cambios bioquímicos en un organismo como resultado de la exposición a xenobióticos. Estos biomarcadores incluyen modificaciones en la composición celular sanguínea, alteraciones en actividades enzimáticas e incluso la aparición de anticuerpos específicos contra un xenobiótico.

Existen mas formas de clasificar a los biomarcadores en base a su composición, estructura, detección, etc., sin embargo la clasificación mostrada anteriormente nos ayuda a identificar el tipo de biomarcadores que vamos a analizar.

¹¹Un xenobiótico es una sustancia química que se encuentra dentro de un organismo que no se produce naturalmente o se espera que no esté presente dentro del organismo.

¹²La preclínica es la etapa que empieza antes de los ensayos clínicos.

¹³La patología es la rama de la medicina y biología que estudia a las enfermedades.

¹⁴El termino exógeno se utiliza para hacer referencia a algo que se origina en el exterior

2.3.1.1 Biomarcadores en el aliento

El aliento puede proporcionar pistas a los médicos que indiquen algún padecimiento o afección, un ejemplo claro es el olor dulce y afrutado que produce acetona lo que indica una diabetes no controlada. Existen miles de compuestos dentro del aliento humano generados de manera exógena como endógena que brindan información sobre los procesos que ocurren dentro del cuerpo humano, estos compuestos dentro de los gases exhalados son útiles para la evaluación de biomarcadores volátiles y no volátiles.

Los **compuestos orgánicos volátiles** (COV) están presentes en la respiración humana, algunos de estos pueden ser biomarcadores de enfermedades, sin embargo existen problemas técnicos a la hora de analizar concentraciones bajas de COV presentes en el aliento para distinguir comportamientos normales de los anormales. *Menssana Research Inc*[26] ha desarrollado un instrumento portátil capaz de tomar muestras de aliento en cualquier lugar, esta muestra es capturada en una trampa absorbente para su análisis en un laboratorio por cromatografía de gases, estas pruebas de aliento se evalúan actualmente en diferentes estudios clínicos como:

- Cáncer de pulmón
- Cáncer de mama
- Nefropatía
- Enfermedad isquémica del corazón
- Diabetes mellitus
- Tuberculosis
- Neumonía

Existen diferentes formas de detectar biomarcadores en el aliento como lo son la detección nanoelectrónica basada en nanotubos de carbono, detección por nano-sensores, detección por espectroscopia y detección por medio de narices electrónicas. La evaluación de los perfiles de aliento exhalado mediante narices electrónicas es una herramienta de diagnóstico no invasiva prometedora, sin embargo aun existen problemas técnicos en el proceso de toma de

muestras, es por eso que se busca solucionar los inconvenientes que se generan en este instrumento.

Sección 2.4.

Humedad

Uno de los problemas técnicos en el proceso de análisis de biomarcadores por medio de una nariz electrónica se da al tomar la muestra del aliento; en este existen miles de compuestos en bajas concentraciones del orden de $1ppb$ a $10ppm$ [29], por lo que distinguir un compuesto entre miles resulta complicado. Nuestro aliento se compone de diverso elementos, de acuerdo a la tabla 2.1 notamos que la mayoría corresponde a nitrógeno y solo el 6.2% de H_2O , además sólo el 0.9% lo constituyen los gases inertes y los COV[28].

El nitrógeno es un gas inerte o químicamente inactivo, por otro lado el vapor de agua presente en una exhalación afecta de manera considerable a los sensores QCM utilizados[21] para el desarrollo de la nariz electrónica, es por eso que se pretende desarrollar sensores caracterizados a humedades relativas similares a las de una exhalación.

La humedad es un término utilizado para describir la presencia de vapor de agua en el aire, podemos medir la humedad en dos formas; *humedad absoluta*: es la cantidad de vapor de agua contenida en un volumen cerrado, la *humedad relativa* es una cifra que especifica el porcentaje de la cantidad máxima posible de vapor de agua que puede contener el aire a una temperatura determinada[21].

2.4.1 Humedad relativa

Diversos artículos científicos y médicos muestran que la humedad relativa de una exhalación es de un rango de entre 90%RH y 100%RH, las cuales son humedades relativas (RH) altas[11][28][29]. Dentro de la respiración, las vías respiratorias en una inhalación acondiciona a los gases inspirados al calor y humedad del cuerpo, mostrando una humedad absoluta de 44 mg/l. Para calcular la cantidad de vapor de agua en un volumen de aire a una temperatura dada, utilizamos la ley de gases ideales:

$$PV = nRT, \quad (2.4)$$

donde P es la presión en pascales, V es el volumen en metros cúbicos, n es la cantidad de sustancia en moles, R es la constante de los gases ideales y T es la temperatura en grados Kelvin.

Dado que buscamos la cantidad de vapor de agua en 500 ml a una temperatura promedio de una persona 37°C (310.15°K), utilizando la presión mostrada en la tabla 2.1 de 47mmHg tenemos:

$$\begin{aligned} n &= \frac{(47 \times 10^{-3} \text{ atm}) \times (0.5 \times 10^{-3} \text{ m}^3)}{(0.08206 \text{ atmL/molK}) \times (310.15^\circ \text{K})} \\ n &\approx \frac{23.515 \times 10^{-3}}{25.4418} \text{ moles} \\ n &\approx 0.924 \times 10^{-3} \end{aligned}$$

n es la cantidad de moles de vapor de agua presente en 500ml de aire, para calcular la humedad absoluta multiplicamos la cantidad de moles de vapor de agua por la masa molar del agua:

$$\begin{aligned} MA &= 0.924 \times 10^{-3} \cdot 18.015 \text{ g/mol} \\ MA &\approx 0.01665 \text{ g} \end{aligned}$$

La humedad absoluta (HA) es normalmente representada en g/m^3 teniendo:

$$HA = \frac{0.01665 \text{ g}}{0.5 \times 10^3} = 33.3 \text{ g/m}^3$$

Con la formula de humedad relativa

$$RH = \frac{\text{Presión vapor de agua}}{\text{Presión vapor de saturación}} \times 100\%$$

La presión de vapor de saturación se obtiene de la tabla de propiedades del vapor de agua, con estos datos tenemos:

$$RH = \frac{47 \text{ mmHg}}{47.029 \text{ mmHg}} \times 100\% = 99.9\%$$

Estos datos fueron obtenidos de los artículos científicos para corroborar estos datos se desarrolla el sistema de análisis de humedad en una exhalación.

Sección 2.5.

Sensores

Se puede clasificar a los sensores por el tipo de señal que proporcionan (Figura 2.9), analógicos y digitales; los sensores analógicos proporcionan la información mediante una señal analógica como la corriente o el voltaje, los sensores digitales proporcionan información mediante una señal digital que puede ser un código de bits[30].

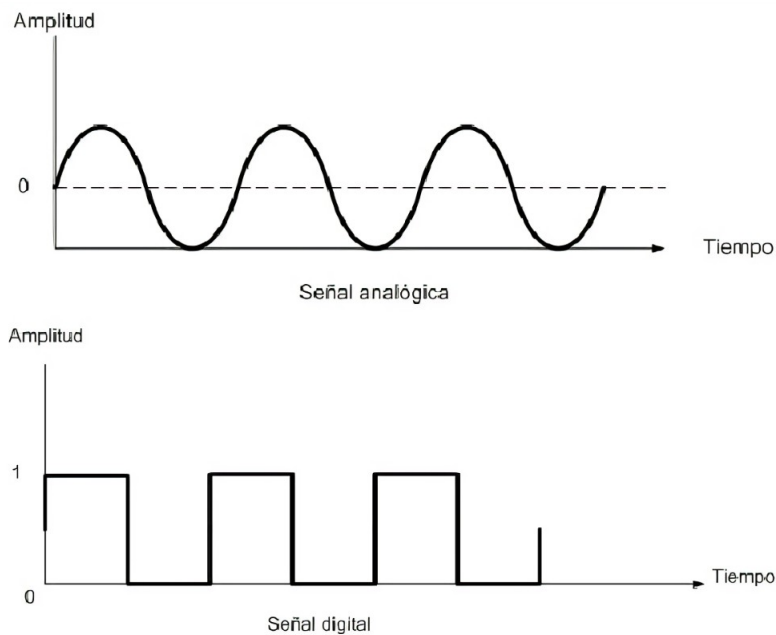
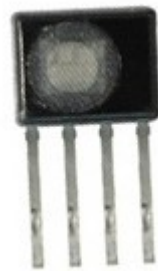


Figura 2.9: Señal analógica y digital.

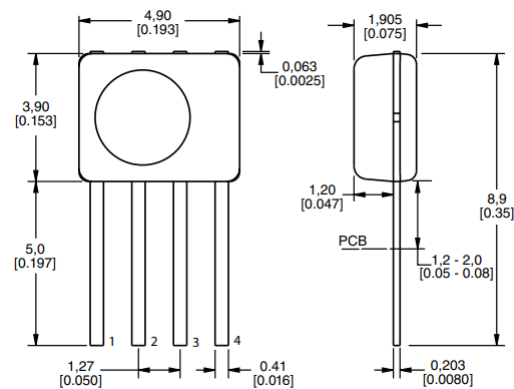
En la elección de un sensor para cierta aplicación se deben tomar en cuenta las siguientes características: rapidez de respuesta, situación donde serán utilizados, precisión, fiabilidad, consumo de corriente, resistencia a la acción de agentes externos entre otros. Los sensores de humedad nos permiten detectar el porcentaje de vapor de agua en el aire, por lo que se optó por el uso de tres sensores de humedad digitales para poder detectar la cantidad de humedad relativa presente en una exhalación. Los sensores a utilizar son: HIH8121, HTU21D(F) y DHT22.

2.5.1 Sensor digital HIH8121

Este sensor pertenece a la serie 8100 de *Honeywell Humidcon* y presenta una salida digital con una precisión de $\pm 2\%RH$ y $\pm 0.5\%C$. Este sensor presenta una alta estabilidad, así como una eficiencia energética, es un sensor capacitivo¹⁵ con una construcción multicapa de un polímero termoestable lo que brinda resistencia al polvo y otros contaminantes. El sensor HIH8121 (Figura 2.10a) consta de 4 pines y un filtro resistente a la condensación, lo que permite medir humedades relativas altas. [32]



(a) Sensor digital HIH8121.



(b) Estructura del sensor HIH8121

Figura 2.10: Sensor digital de humedad relativa y temperatura HIH8121.

En la Figura 2.10b[32] se observan las medidas en *mm* (en paréntesis se muestran en pulgadas) y la distribución del sensor, el pin 1 corresponde a V_{DD} , el pin 2 a V_{SS} , el pin 3 a SCL y el pin 4 a SDA . En la figura 2.11 se presenta el circuito de aplicación típica para este sensor.

¹⁵Un sensor capacitivo es un tipo de sensor que detecta la proximidad o el contacto de objetos mediante cambios en la capacitancia eléctrica. La capacitancia es una medida de la capacidad de almacenamiento de carga de un objeto conductor, y en un sensor capacitivo, esta capacidad cambia cuando un objeto cercano modifica el campo eléctrico del sensor

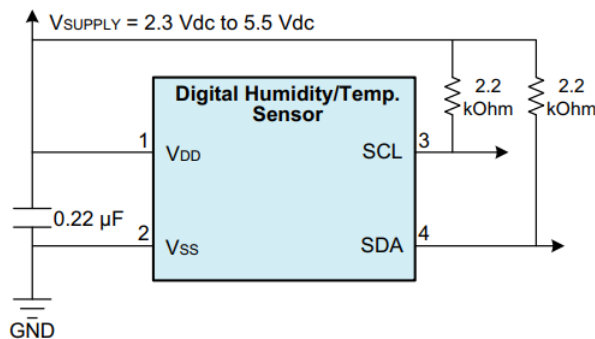


Figura 2.11: Circuito de conexión para el sensor HIH8121.

El sensor HIH8121 puede trabajar con un voltaje mínimo de $2.3V_{dc}$, además de una alta resolución que consta de 14 bits para la humedad relativa y 14 bits para la temperatura lo que permite detectar el mínimo cambio de temperatura o humedad relativa, la salida digital se realiza por medio del protocolo de comunicación **I2C**. El sensor tiene diversas aplicaciones tanto en la industria como en la medicina como lo es uso en incubadoras o microambientes, terapias de respiración entre otras.

2.5.2 Sensor digital HTU21D(F)

Este sensor pertenece a la familia de sensores digitales de *ADAFRUIT*, es un sensor de humedad y temperatura resistivo (Figura 2.12a)¹⁶ el cual utiliza un elemento de polímero de óxido de aluminio para medir la humedad relativa, la salida digital se da por medio del protocolo de comunicación **I2C** y tiene una resolución máxima de 12 bits para la humedad relativa y de 14 bits para la temperatura, con una precisión de $\pm 2\%RH$ con un rango de operación optimizado del $5\%RH$ al $95\%RH$, para la temperatura un precisión de $\pm 1^{\circ}C$ con un rango de operación optimizado de $-30^{\circ}C$ a $90^{\circ}C$. [33]

¹⁶Un sensor resistivo, también conocido como sensor de resistencia, es un tipo de sensor que detecta cambios en la resistencia eléctrica causados por diversos estímulos externos.

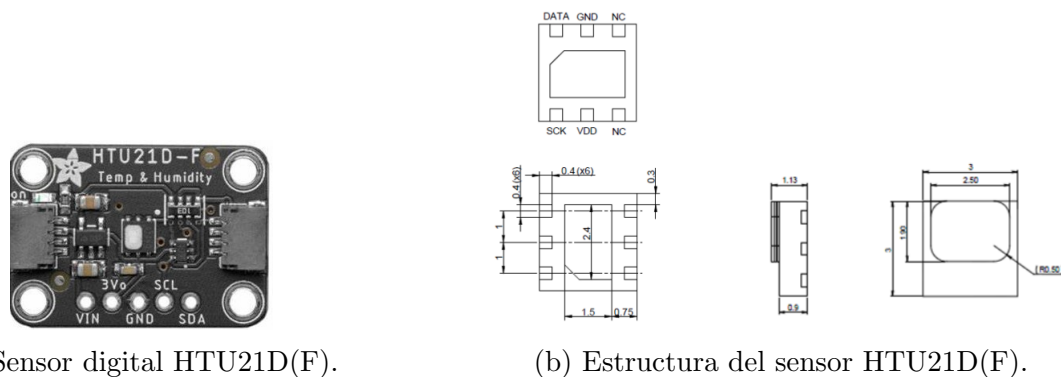


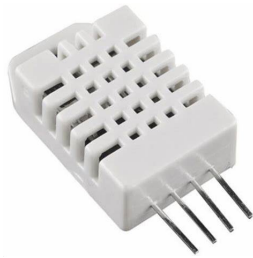
Figura 2.12: Sensor digital de humedad relativa y temperatura HTU21D(F).

El sensor consta de seis pines los cuales se muestran en la Figura 2.12b[33], las dimensiones mostradas están dadas en mm. El sensor cuenta con un filtro de PTFE¹⁷ que protege al sensor del polvo, así como permite su inmersión en agua. Tiene diversas aplicaciones en humidificadores, impresoras, en procesos médicos, entre otros.

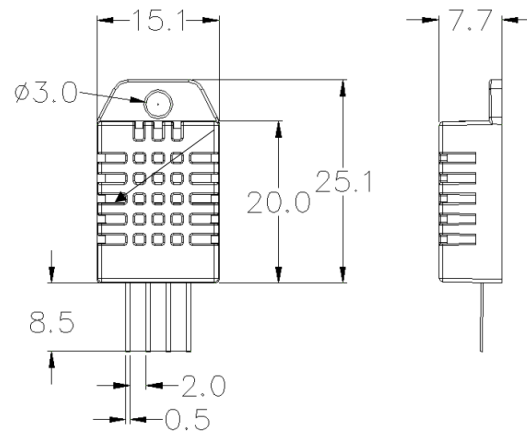
2.5.3 Sensor digital DHT22

El sensor DHT22 es un sensor de humedad y temperatura (Figura 2.13a) que posee una mayor precisión y rango que sus antecesores los sensores DHT11 y DHT21 siendo del $\pm 2\%RH$ con un rango de $0\%RH$ a $100\%RH$, para la temperatura muestra una precisión de $\pm 0.5^{\circ}C$ con un rango del $-40^{\circ}C$ a $80^{\circ}C$. La salida digital del sensor se da por el protocolo de comunicación *1-Wire* y tiene una resolución de 8 bits.

¹⁷PTFE es una membrana de Politetrafluoroetileno



(a) Sensor digital DHT22.



(b) Estructura del sensor DHT22.

Figura 2.13: Sensor digital de humedad relativa y temperatura DHT22.

En el diagrama 2.13b[?] se muestran las dimensiones en mm, el orden de los pines visto de frente de izquierda a derecha son: pin 1 VDD, pin 2 DATA, pin 3 NULL¹⁸, pin 4 GND. El sensor trabaja con un voltaje de 3.3V a 6V.

¹⁸El pin va sin conectar, sin embargo es recomendable conectarlo a tierra.

Desarrollo Experimental

Sección 3.1.

Arreglo de sensores

El arreglo de sensores es una de las partes que componen el sistema para la medición de la humedad relativa en el aliento, de esta dependen los resultados obtenidos por los tres sensores digitales utilizados: HIH8121, HTU21D-F, DHT22. La estructura, comunicación, funcionamiento de los sensores se presentan a continuación.

3.1.1 Microcontrolador PIC18F4550

El microcontrolador forma parte importante en el arreglo de sensores ya que se encarga del procesamiento de las señales digitales obtenidas de los sensores, además de su exposición y transmisión hacia el ordenador. Existe una gran variedad de microcontroladores siendo los PIC de *Microchip* los líderes [35], en este proyecto se usa el PIC perteneciente a la familia de ocho bits 18F, ya que satisface los requerimientos necesarios. El PIC18F4550 cuenta con las siguientes características:

- Memoria de programación de 32KB
- RAM de 2048 bytes
- Data EEPROM de 256 bytes
- 40 pines
- Voltaje máximo de trabajo de 5.5V y mínimo de 2V

- Máximo de resolución para el Conversor Analógico-Digital(ADC) de 10 bits
- 13 canales ADC
- Un puerto SPI (Serial Peripheral Interface, Comunicación Serial)
- Un puerto I2C (Inter Integrated Circuit, Comunicación Serial)



Figura 3.1: PIC18F4550.

Estas características cumplen los requerimientos para el control de los sensores digitales, además se usa un cristal resonador de cuarzo de 20MHz como reloj para el microcontrolador. El PIC18F4550 se encarga de la comunicación con los sensores digitales HIH8121 y HTU21D-F por el protocolo I2C, con el sensor digital DHT22 se comunica por el protocolo 1-Wire. Una vez realizada la comunicación se empezaran a recibir datos para posteriormente convertirlos y mostrarlos en una LCD de 4X20 y enviado al ordenador por el protocolo UART para el análisis de datos.

3.1.2 Conexión y comunicación con los sensores digitales.

El primer paso es la comunicación con los sensores digitales, para la programación se usara el IDE¹ (Integrated Development Environment) de *Microchip MPLABX* el cual proporciona las herramientas adecuadas para el desarrollo de código y programación de microcontroladores PIC.

¹Un entorno de desarrollo integrado es una aplicación informática que proporciona servicios integrales para facilitar al desarrollo de software.

3.1.2.1 MPLABX

MPLAB X Integrated Development Environment (IDE) es un programa de software expandible y altamente configurable que incorpora potentes herramientas para descubrir, configurar, desarrollar y depurar diseños embebidos, microcontroladores y controladores de señales digitales de Microchip[36]. En conjunto con MPLAB X se usa el entorno de programación integrado de MPLAB para una fácil programación por medio del dispositivo Pickit 3 de Microchip.

Esta IDE ofrece diversas características:

- Vista I/O
- Múltiples configuraciones
- Compatibilidad con varias versiones del mismo compilador
- Análisis sintáctico en tiempo real
- Hipervínculos para una navegación rápida a declaraciones e inclusiones
- Plantillas de código en tiempo real
- Seguimiento de los cambios dentro de su propio sistema utilizando el historial local
- Configuración del estilo de formato de código
- Vistas de memoria configurables
- Ventana estado del proyecto
- Modos enfocados de la visualización de variables
- Control de código fuente integrado
- Espacio de trabajo totalmente personalizable y compatibilidad con múltiples pantallas

La elección por esta IDE radica en la compatibilidad y accesibilidad que brinda *Microchip* para la programación de sus microcontroladores, además de brindar una interfaz amigable y con herramientas que facilitan el desarrollo de código.

3.1.2.2 Protocolo I2C

Para el desarrollo del código se comienza con la comunicación con los sensores HIH8121, HTU21D-F los cuales siguen el protocolo I2C; por sus siglas en inglés (IIC o I2C) *Inter integrated circuits*, un tipo de bus diseñado por Philips Semiconductors, que se utiliza para conectar circuitos integrados. El protocolo I2C (Figura 3.2) es un estándar que facilita la comunicación entre microcontroladores, memorias y otros dispositivos, permite el intercambio de información a una velocidad de 100 kbits por segundo, aunque hay casos en los que la velocidad se puede incrementar[37].

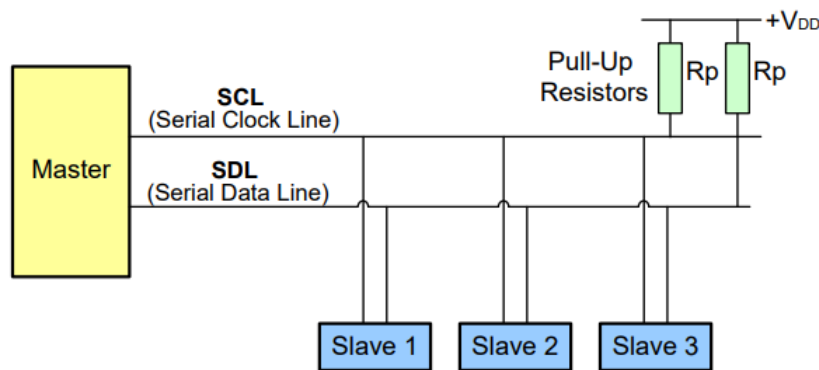


Figura 3.2: Diagrama de conexión I2C.

El protocolo I2C permite la comunicación de múltiples dispositivos tanto maestros como esclavos, para este arreglo el maestro es el PIC18F4550, mientras que los esclavos son el sensor digital HIH8121 y HTU21D-F, el protocolo se trabaja a la velocidad estándar de 100KHz.

La figura 3.3 muestra en formato de bits el inicio del protocolo I2C con el esclavo, en amarillo se muestran los bits generados por el maestro, y en azul los bits generados por el esclavo. Para iniciar el protocolo I2C el maestro envía una secuencia de inicio, conocido como bit de inicio, posteriormente se envía la dirección del esclavo, el sensor HIH8121 tiene la dirección "0100111" y el sensor HTU21D-F la dirección "1000000" por configuración de fábrica, esta dirección se puede modificar, sin embargo, se trabajó con la configuración de fábrica, a esta dirección de 7 bits se le agrega el bit de escritura "0", el maestro espera la respuesta del esclavo por medio del bit "ack" o bit de confirmación estableciendo una correcta conexión.

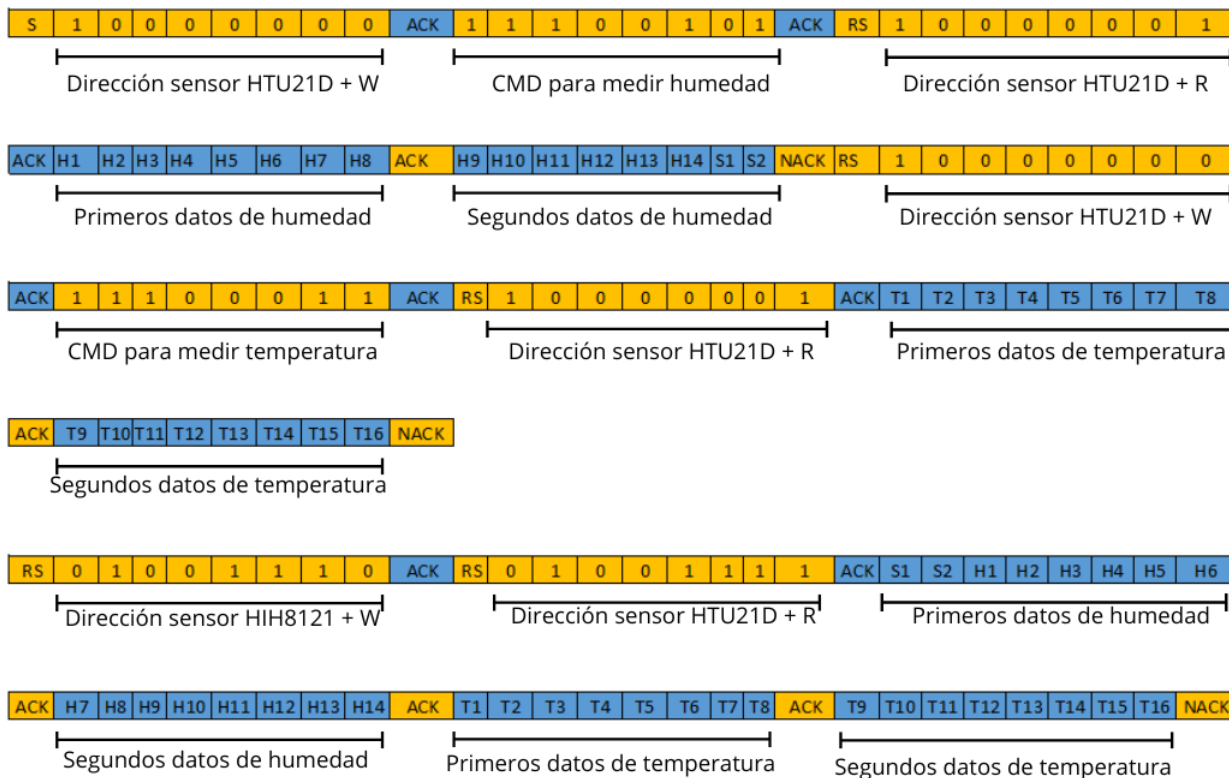


Figura 3.3: Protocolo I2C bit a bit para el sensor HTU21D y HIH8121.

Luego de establecer conexión con el esclavo, el maestro manda una señal de reinicio para enviar la dirección del esclavo pero con el bit de lectura "1", posteriormente el maestro espera el bit ack y los datos que manda el esclavo, una vez recibido los ocho bits de datos el maestro responde con un ack, este ciclo se repite hasta la lectura de los datos para posteriormente terminar el protocolo.

El protocolo de comunicación se describe en la Figura 3.4:

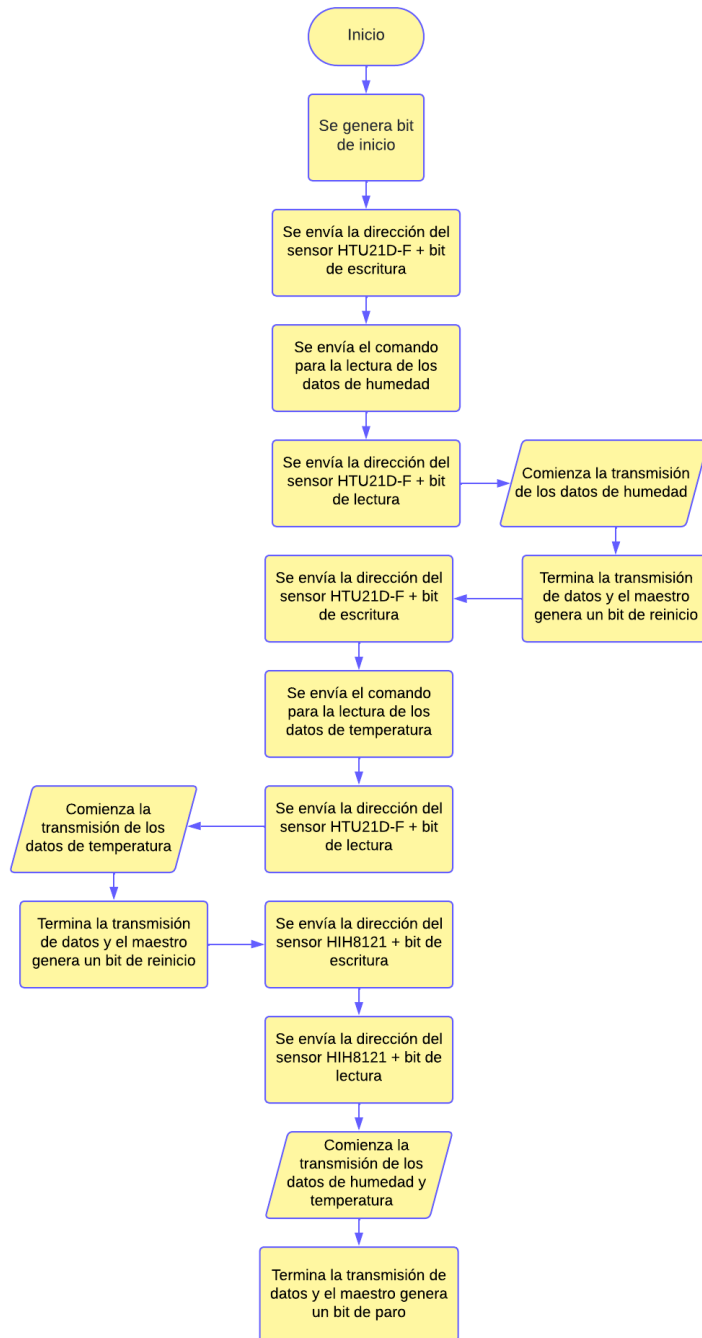


Figura 3.4: Diagrama de flujo para la comunicación con los sensores digitales HIH8121 y HTU21D(F).

La Figura 3.3 es un esquema general del protocolo I2C utilizado para la comunicación con los sensores, dicho esquema es mostrado en la hoja de datos del sensor HIH8121, sin embargo también se muestra el diagrama de flujo (Figura 3.4) que muestra los procesos que realiza el microcontrolador para la comunicación con los sensor HIH8121 y HTU21D(F). La conversión, ex-

posición y envío de datos se explica posteriormente en el diagrama de flujo que refleja los pasos del código desarrollado y programado en el PIC18F4550.

3.1.2.3 Protocolo 1-Wire

El protocolo 1-Wire fue producido por *Dallas Semiconductor Inc.* este bus es un vínculo para transportar datos de un bit a la vez entre un microcontrolador y una serie de dispositivos de control [38]. 1-Wire es un protocolo bidireccional que transporta datos y alimenta a los dispositivos que se conecten al bus por medio de una única línea, este protocolo acepta solo un maestro y uno o más esclavos, además de incluir un sistema de direccionamiento.

La velocidad de comunicación estándar es de 15.4 kbps, para asegurar la integridad de los datos, se tienen varios tipos de señales: el pulso de reset, el pulso de presencia, escritura de 0 y de 1, lectura de 0 y de 1. El maestro se encarga de inicializar estas señales con excepción del pulso de presencia.

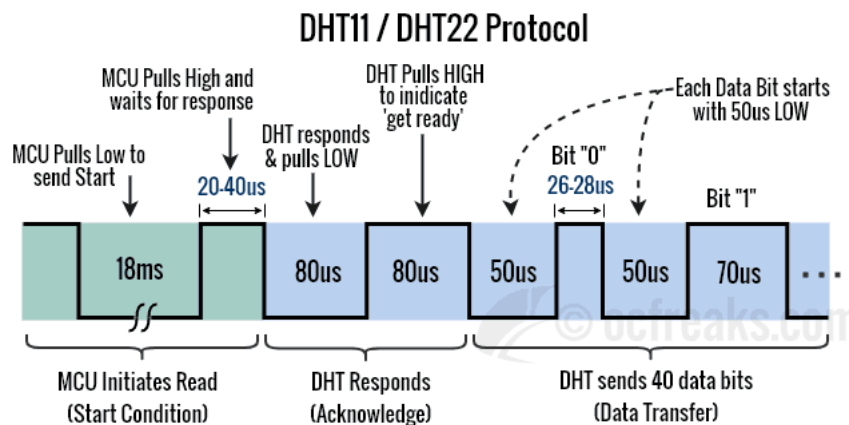


Figura 3.5: Protocolo 1-Wire

El protocolo se inicia mandando una señal desde el microcontrolador con un pulso bajo mayor a 18ms, luego se envía un pulso en alto de entre 20µs y 40µs, posteriormente se espera la señal de respuesta del sensor, teniendo 80µs en estado bajo y 80µs en estado alto, para finalmente iniciar la transmisión de datos como se muestra en la Figura 3.5.

3.1.3 Algoritmo control de sensores

Se presenta el algoritmo del control de los sensores, además de la parte de exhibición y transmisión de datos.

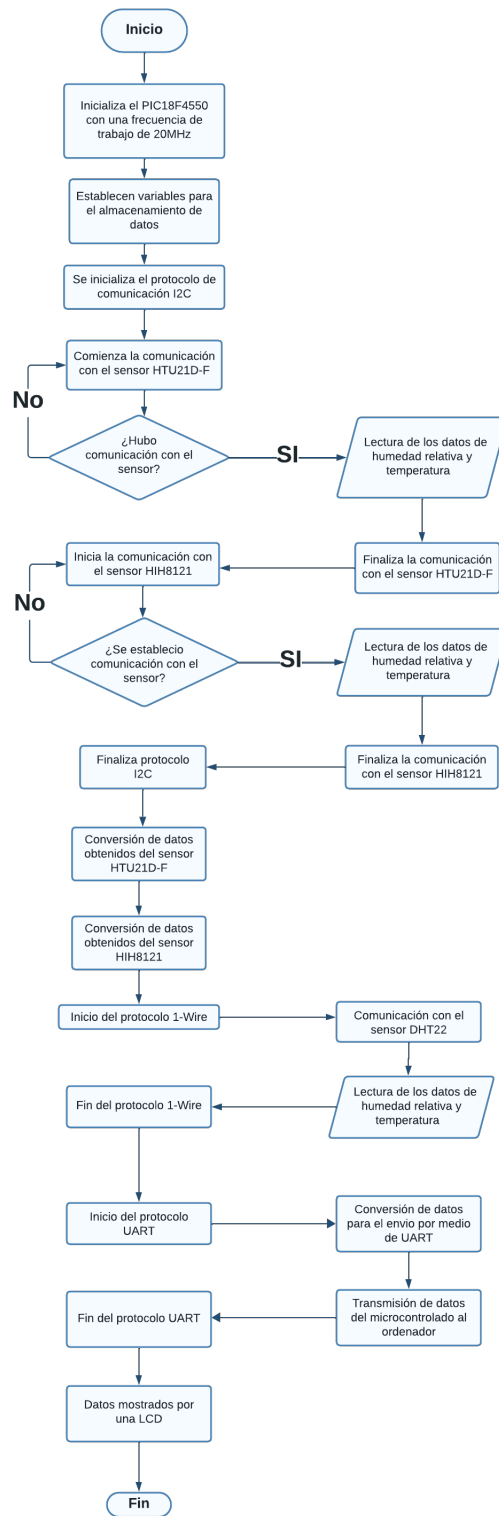


Figura 3.6: Diagrama de flujo de la comunicación Microcontrolador-sensores-PC.

El diagrama de flujo de la Figura 3.6 representa el orden de comunicación con cada sensor siguiendo el protocolo correspondiente para cada uno, una

vez obtenidos los datos se realiza la conversión de datos, la señal obtenida del sensor HTU21D-F viene codificada en dos bytes S_{RH} , por lo que para su conversión se utiliza la siguiente fórmula:

$$RH(\%) = -6 + 125 \times \frac{S_{RH}}{2^{16}}. \quad (3.1)$$

Esta ecuación nos permite obtener la humedad relativa sin importar la resolución del sensor antes establecida (Se trabajó con una resolución de 12 bits), para la conversión de datos de temperatura del sensor HTU21D-F se utilizó la siguiente fórmula:

$$Temp(^{\circ}C) = -46.85 + 175.72 \times \frac{S_T}{2^{16}}, \quad (3.2)$$

donde S_T es la señal codificada en dos bytes obtenida del sensor.

Para la conversión de datos del sensor HIH8121 se utilizó la siguiente fórmula:

$$RH(\%) = \frac{H_{HIH}}{(2^{14} - 2)} \times 100\%. \quad (3.3)$$

Donde H_{HIH} son los datos obtenidos y RH el porcentaje de humedad relativa. Para la temperatura se siguió la siguiente fórmula:

$$T(^{\circ}C) = \frac{T_{HIH}}{(2^{14} - 2)} \times 165 - 40, \quad (3.4)$$

donde T_{HIH} son los datos obtenidos del sensor.

El protocolo de comunicación, comandos, dirección y fórmulas de conversión fueron obtenidas de las hojas de datos de cada dispositivo. Una vez realizada la conversión y haber almacenado estos en variables, se procede con la transmisión hacia el PC por el protocolo UART², una vez transmitido los datos, se muestran en una LCD de 20×4 los porcentajes de humedad relativa de cada sensor, así como la temperatura en grados Celsius, esto se repite en

²UART (Universal Asynchronous Transmitter Receiver), es el protocolo más común utilizado para la comunicación serial full-duplex. Se trata de un único chip LSI (integración a gran escala) diseñado para realizar una comunicación asíncrona. Este dispositivo envía y recibe datos de un sistema a otro.

ciclos de un segundo, por lo que se están obteniendo datos cada segundo los cuales son almacenados y analizados por una interfaz gráfica.

3.1.4 Simulación del código desarrollado

El código desarrollado en MPLAB X con base en lenguaje de programación C, una vez compilado de manera correcta fue simulado en el software *Proteus*, dentro de la simulación se permite observar los datos que se transmiten y reciben de los protocolos I2C y UART, la simulación del código es un paso importante ya que nos permite detectar errores o detalles que no se muestran a la hora de compilar.

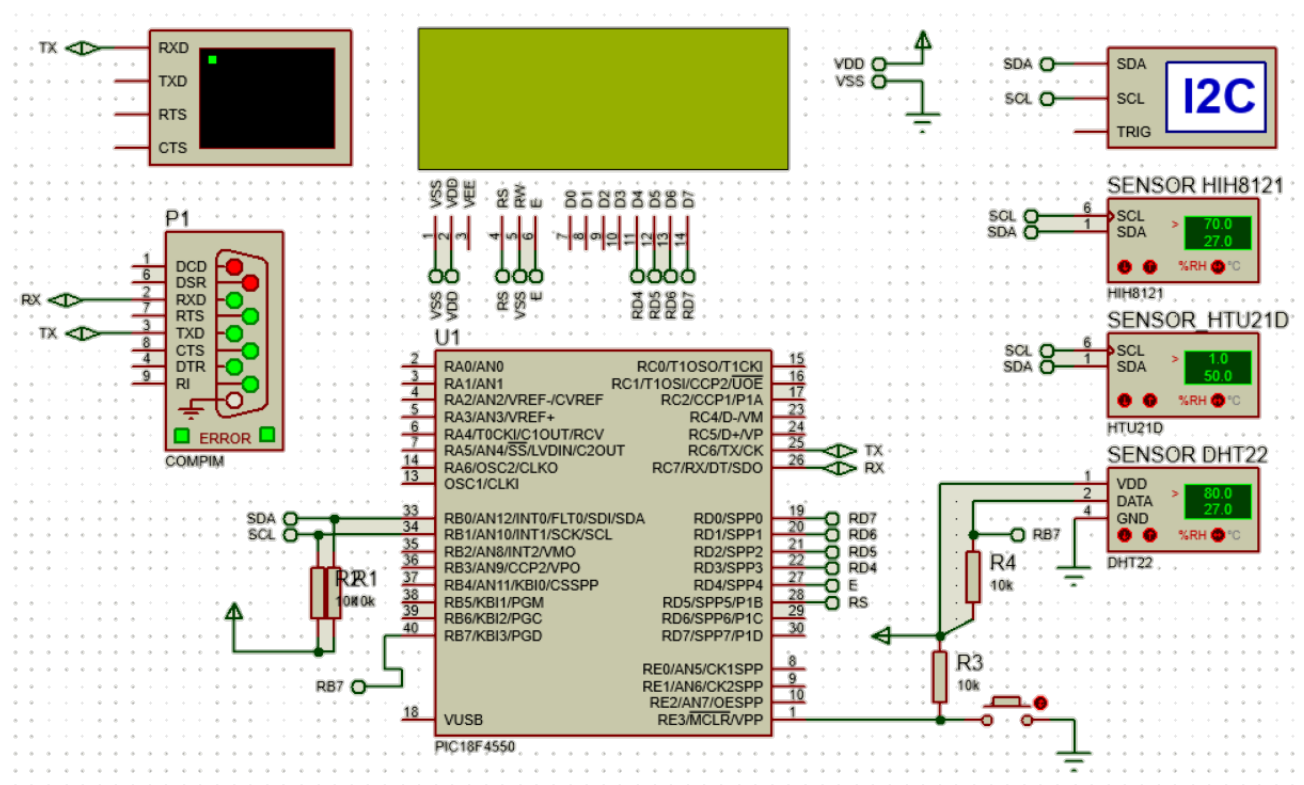


Figura 3.7: Simulación del código.

En la Figura 3.7 se muestran una captura del diseño para la simulación del código "control sensores" en donde se observa a los tres sensores digitales a utilizar: HIH8121, HTU21D-F, DHT22, una LCD, el microcontrolador PIC18F4550, además de instrumentos que nos ayudan a observar la transmisión de datos que se lleva a cabo por el protocolo I2C y UART. Una vez simulado el código y corregido los problemas que se pudieran detectar

se procedió a la programación del PIC18F4550 por medio del *PICkit 3* de *Microchip* y el software MPLAB IPE (Entorno de Programación Integrado por sus siglas en inglés).

3.1.5 Interfaz gráfica

El análisis de los datos obtenidos por los tres sensores de humedad relativa HIH8121, HTU21D-F y DHT22, forma la parte mas importante del desarrollo experimental del proyecto ya que es donde se almacenan y controlan los datos obtenidos por el arreglo de sensores.

Para el análisis se desarrolló una interfaz gráfica que permite el control de los datos, análisis y almacenamiento en la memoria del PC. La estructura de esta interfaz permite una vista amigable y simple para el usuario y está constituida de dos ventanas en donde se observan los datos graficados en tiempo real de la humedad relativa de cada sensor y sus correspondientes temperaturas, además de estas dos ventanas se encuentran recuadros que reflejan el dato actual recibido de cada sensor para la humedad relativa y temperatura. Para la conexión microcontrolador-ordenador se optó por una conexión directa utilizando un convertidor TTL a USB para poder conectarse en algún puerto de la PC.

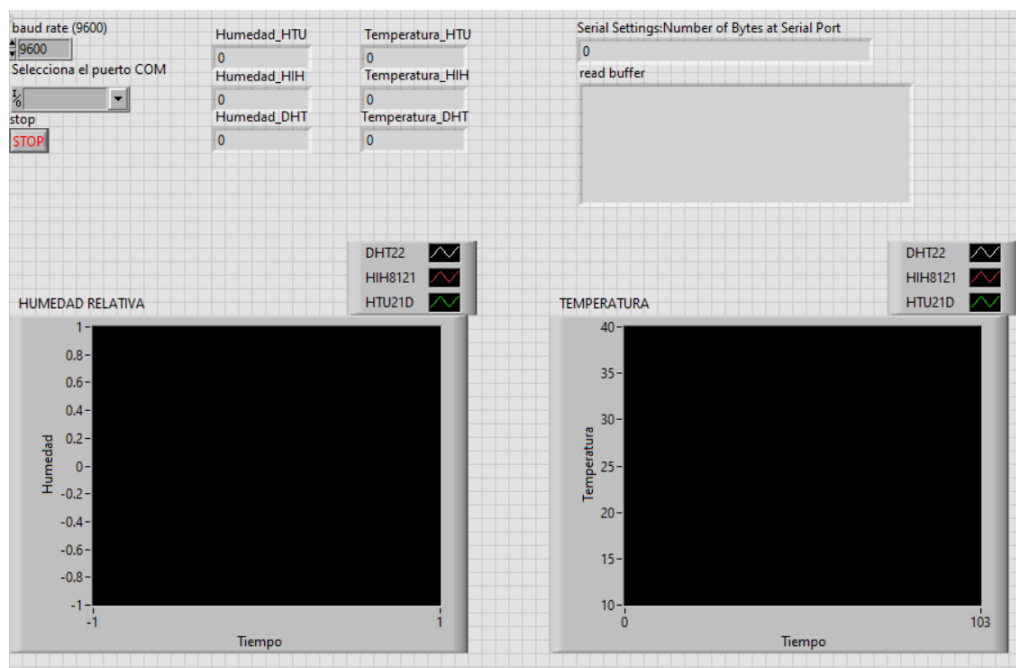


Figura 3.8: Interfaz gráfica.

La Figura 3.8 muestra a la interfaz gráfica, donde se observan las ventanas y los recuadros antes mencionados, además de el recuadro que muestra la cantidad de bytes recibidos y el recuadro buffer que muestra la información obtenida en los bytes recibidos, la interfaz gráfica también cuenta con un botón que permite cambiar la velocidad de comunicación del protocolo UART así como seleccionar el puerto COM³ por donde se estableció la conexión con el microcontrolador, además de un botón para poder detener el programa.

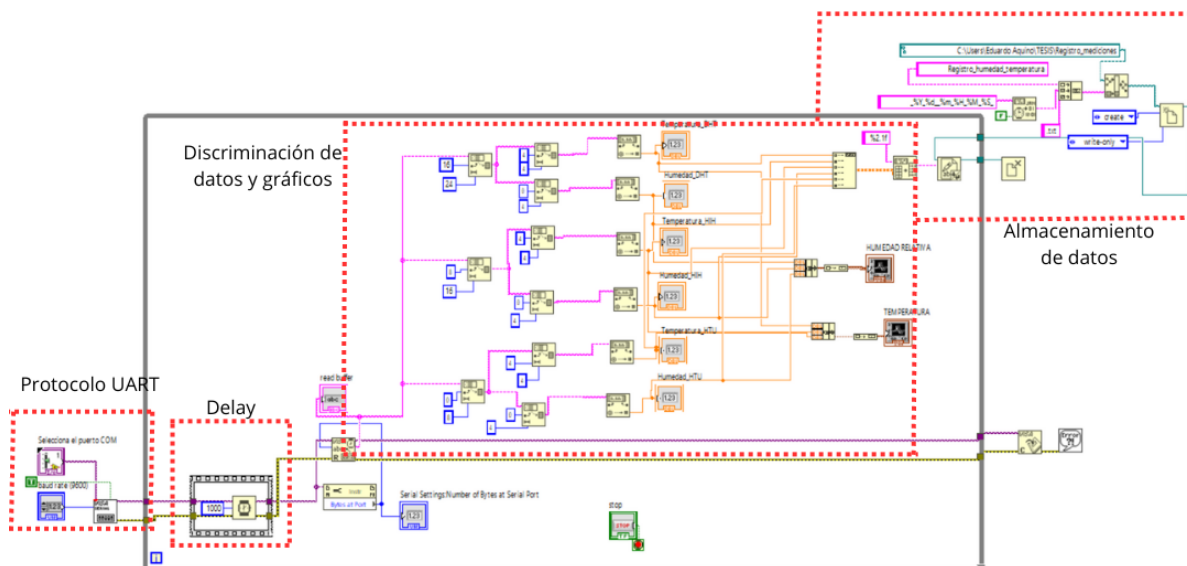


Figura 3.9: Programación a bloques de la interfaz gráfica.

Esta interfaz gráfica fue diseñada por medio de programación a bloques⁴ (Figura 3.9, esta programación se estructura de la siguiente manera:

1. Inicia el protocolo UART para la recepción de datos.
2. Se establece un ciclo con un retardo (delay) para repetir el proceso cada segundo.
3. Se discrimina los datos y se almacenan en las variables correspondientes.
4. Se realiza una conversión de los datos obtenidos.
5. Los datos obtenidos son graficados y mostrados en las ventanas de la interfaz gráfica.

³Un puerto COM es una interfaz de E/S que permite conectar un dispositivo serie a un ordenador.

⁴La programación a bloques es una forma de programación visual que utiliza bloques de colores para poder representar diferentes funciones y estructuras de código. En lugar de escribir código con texto, los programadores simplemente arrastran y sueltan bloques en un área de trabajo para construir programas.

6. Una vez detenido el proceso los datos obtenidos se almacenan y guardan en la memoria de la PC.

Esta interfaz culmina el diseño del arreglo de sensores para el análisis de la humedad relativa en la respiración.

Sección 3.2.

Placa PCB

Una vez culminada la parte del arreglo de sensores, se procedió a realizar la circuiteria y conexión de los sensores en conjunto con los componentes electrónicos necesarios para este proyecto, para esto se realizó una placa PCB con las herramientas del laboratorio de opto-electrónica. La PCB (Printed Circuit Board, Placa de Circuito Impreso) es el modulo donde se encuentran conectados los dispositivos y componentes electrónicos utilizados, el diseño de esta placa tiene como propósito específico la correcta comunicación con los sensores, y se siguió el siguiente procedimiento para la creación del PCB: diseño del PCB, generación del código G, impresión del circuito, colocación de componentes y pruebas.

3.2.1 Diseño del PCB

El diseño del PCB se realizó en el mismo software donde se realizo la simulación *Proteus*, este software nos proporciona librerías que contienen los detalles de cada componente electrónico que se va a utilizar, además de poder importar la librería del dispositivo electrónico para el correcto diseño del PCB.

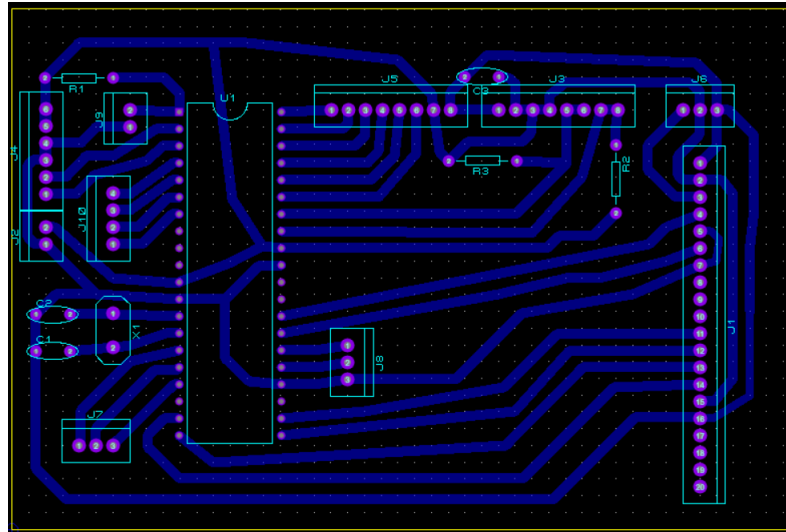


Figura 3.10: Diseño del PCB.

La Figura 3.10 muestra el diseño del PCB en esta se observan las conexiones que se necesitan, dentro de estas conexiones están los puertos SDA y SCL, TX y RX, RB7(señal de datos para el sensor DHT22), puerto D (para la conexión con la LCD), VDD, VSS, entre otros. Proteus nos permite una correcta conexión ya que antes de exportar, se genera una evaluación para buscar posibles fallas electricas entre otros problemas, una vez diseñado el PCB y comprobado los errores se exporto el diseño en formato *Gerber*.

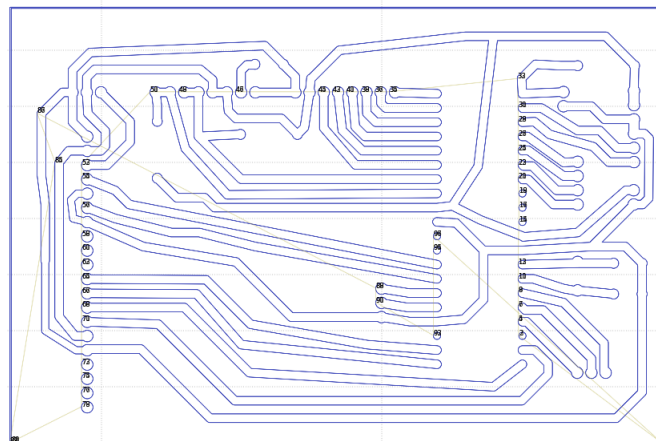


Figura 3.11: Diseño en FlatCAM.

El archivo Gerber generado en Proteus ahora se importa en el software FlatCAM que nos proporciona el archivo con el código G⁵, dentro de Flat-

⁵Los códigos CNC G y M facilitan una precisión, repetibilidad y eficiencia increíbles en el proceso de fabricación. Sirven como base para toda la programación CNC.

CAM se personaliza y detallan las acciones que la maquina CNC debe realizar (Figura 3.11), el manejo de estos parámetros garantizan que la herramienta CNC siga una trayectoria precisa de las pistas que conectan a todos los componentes. Una vez realizada la impresión de las pistas en una placa de cobre por la herramienta CNC del Laboratorio de Electrónica y Optoelectrónica del Cuerpo Académico de Optoelectrónica y Fotónica se procedió con la perforación para la colocación de cada componente.

3.2.2 Estructura del PCB

El diseño final con la colocación de los componentes necesarios se muestra en la Figura 3.12a y esta conformado de la siguiente manera:

- Microcontrolador PIC18F4550.
- Push Botton (para el reinicio del PIC).
- Puertos VDD y GND.
- Conexión para el protocolo UART por los pines RX y TX para la comunicación con la PC.
- Conexión SDA y SCL para los sensores HIH8121 y HTU21D-F (Pines PI-P4).
- Potenciómetro para el control del brillo de la LCD.
- Conexión para una LCD de 16×2 o 20×4 .
- Doce conexiones de propósito general.
- Conexión con un cristal de cuarzo de 20 MHz.

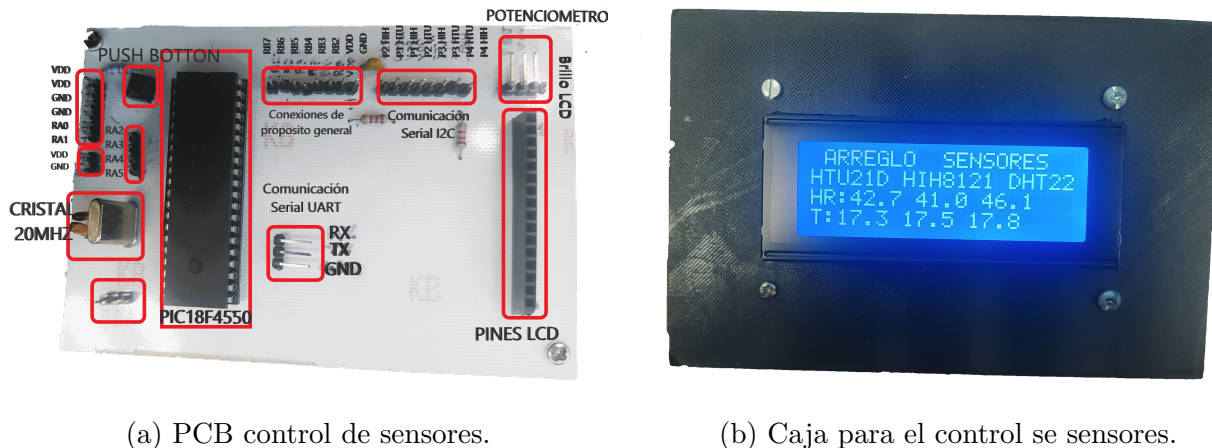


Figura 3.12: Control para el arreglo de sensores digitales de humedad relativa.

La placa incluye lo necesario para el control de los sensores, la transmisión y la exhibición de datos por la LCD, además se colocó una placa de acrílico para la protección de las pistas y conexiones para evitar cortos o alguna otra falla. El PCB fue colocado dentro de una caja diseñada e impresa de manera 3D (Figura 3.12b) específicamente para este control, en esta caja se encuentran las conexiones necesarias para el control y manejo de los sensores, una LCD de 20×4 para mostrar los datos, un potenciómetro que controla el brillo de la LCD y los cables para su alimentación.

Sección 3.3.

Análisis de una exhalación

Para analizar una exhalación de aire realizada por una persona es necesario el desarrollo de un sistema que pueda realizar dicha tarea, para esto se explico que uno de los componentes de este sistema que es el *arreglo de sensores*, ahora se proceden a explicar los demás elementos que componen dicho sistema.

3.3.1 Filtro de aire

Esta parte esta constituida de una bomba comercial de tipo acuario que se conecta a un filtro de silica gel que se encarga de absorber la humedad del flujo de aire que esta pasando por este. En promedio la humedad relativa del ambiente en primavera se encuentra en el 50%RH por lo que es necesario

bajar esta humedad para una correcta medición dentro de la cámara.



Figura 3.13: Filtro de silica gel.

La Figura 3.13 muestra el filtro utilizado para la deshumidificación del flujo de aire, este es a base de dióxido de silicio (silica), la silica utilizada tiene una coloración naranja y no muestra un indicador de saturación, sin embargo en las mediciones realizadas se observa que con el tiempo y la exposición a humedad de manera prolongada disminuye su capacidad de absorción. El filtro esta construido a base de un tubo de acrílico de 5cm de diámetro y un largo de 30cm, el filtro logró disminuir la humedad relativa dentro de la cámara a un 5%RH en promedio lo que permitió medidas mas adecuadas.

3.3.2 Bolsa de muestra respiratoria

Un componente mas dentro del sistema es la bolsa de muestra respiratoria la cual permite obtener una muestra de una exhalación de aire de una persona, La bolsa utilizada es producto de *Microimport* y están hechas a base de una película clásica *DuPont*[39].



Figura 3.14: Bolsa Tedlar para muestra respiratoria.

La bolsa de Tedlar ofrece una buena estabilidad para compuestos orgánicos volátiles, compuestos de azufre, dióxido de carbono, entre otros, además

cuenta con una válvula de polipropileno y una capacidad de 0.5L, es químicamente inerte ya que no altera la composición de los gases a analizar[39]. La Figura 3.15 muestra el uso adecuado de la bolsa:



Figura 3.15: Forma de inflar en la toma de muestra de exhalación las bolsas Tedlar.

Siguiendo las instrucciones de uso se obtiene un volumen de aproximadamente 0.5 L por muestra respiratoria de acuerdo a la interpretación de la Figura 3.15, además las muestras se realizaron siguiendo las indicaciones del fabricante en las que se señala que la muestra debe tomarse a una temperatura menor a 60°C. La bolsa se conecta a la cámara por medio de una manguera neumática y de una válvula que permite el flujo de aire de la bolsa a la cámara.

Para la toma de la muestra por la bolsa se realizó el siguiente protocolo como se observa en la Figura 3.16.

- Se toma la bolsa de muestra y se le coloca un popote de un solo uso para poder inflar la bolsa
- El usuario que proporcionara la muestra respiratoria realiza una inhalación profunda.
- El usuario abre la válvula de la bolsa y sopla hasta tener el volumen deseado.
- Se cierra la válvula, para posteriormente realizar las mediciones correspondientes.

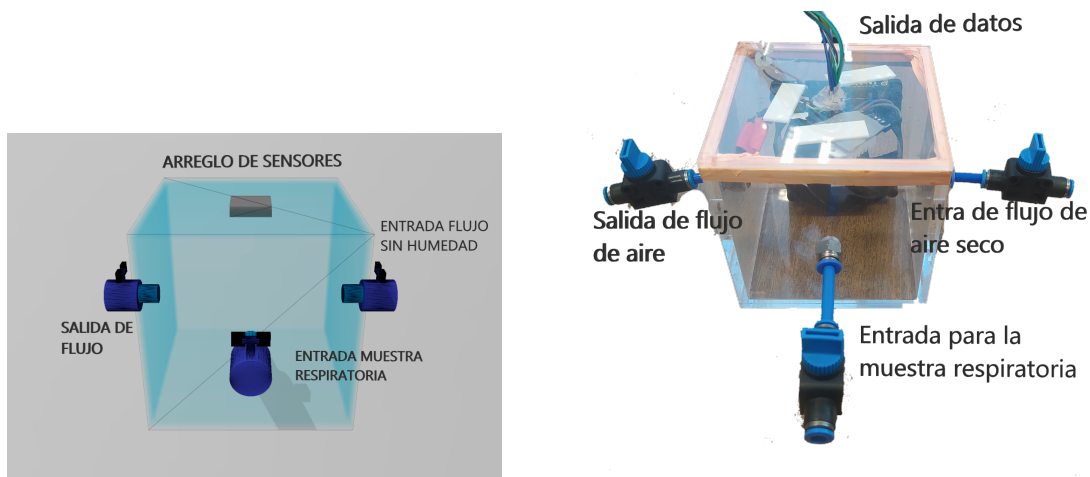
Para la toma de muestras de aire respiratoria se tomó en cuenta la humedad relativa del ambiente justo cuando se tomó la muestra, además de que las muestras respiratorias pertenecen a un grupo de personas de edad de entre 20 y 30 años. Las muestras respiratorias realizadas se midieron en un lapso no mayor a tres horas para su mayor eficacia.



Figura 3.16: Usuario llenando una bolsa de muestra respiratoria.

3.3.3 Cámara de medición

La parte donde ocurre el intercambio de flujo y las mediciones es la cámara de medición que consiste en un cubo de acrílico de 6mm de grosor con un volumen de 1L, se utilizó acrílico ya que este es resistente a la humedad y no hay interacción entre la humedad y el acrílico, el diseño de la cámara se muestra en la Figura 4.2a realizado de manera 3D para la creación en acrílico posteriormente.



(a) Diseño de la cámara de medición.

(b) Construcción de la cámara de medición.

Figura 3.17: Cámara de medición

El diseño de la cámara permite tres entradas; una entrada de aire seco, entrada para la muestra respiratoria y una salida para el flujo de aire dentro de la cámara, en la parte superior de la cámara se coloca el arreglo de sensores

que monitorea la humedad relativa y la temperatura dentro de la cámara.

La imagen 4.2b muestra a la cámara final, a esta cámara se le colocaron unas presas para evitar la salida de flujo por la parte de la tapa (donde se colocan los sensores), además usar válvulas neumáticas que evitan posibles fugas de aire. La cámara consiste de tres válvulas neumáticas, una para la entrada de aire libre de humedad, una para la entrada de la muestra respiratoria y una que permite el flujo fuera de la cámara de medición, en la parte superior se encuentran los tres sensores digitales de humedad relativa.

3.3.4 Sistema de análisis

El sistema de análisis completo está formado por los componentes descritos anteriormente: el filtro de aire, el arreglo de sensores, la cámara de medición y la bolsa de muestra respiratoria. Este arreglo nos permite medir la cantidad de humedad relativa presente en una exhalación, en la Figura 3.18 se muestra el arreglo experimental descrito.

SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE HUMEDAD RELATIVA EN UNA EXHALACIÓN

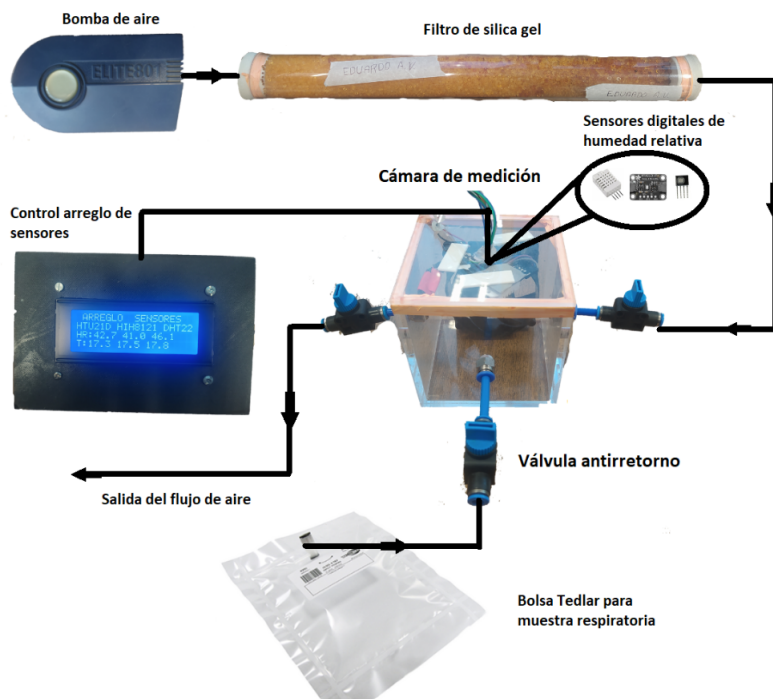


Figura 3.18: Sistema para la medición de humedad relativa en una exhalación.

Como se puede observar en la Figura 3.18 se muestra el orden de los componentes del sistema, comenzando por la bomba y el filtro de aire que proporcionan aire con humedades relativas bajas, posteriormente se conecta a la cámara de medición por medio de una válvula antirretorno la cual solo permite el flujo de aire en una sola dirección, a esta cámara también se le conecta la bolsa de muestra respiratoria de igual manera por una válvula antirretorno, además se colocó una tercera válvula antirretorno para permitir el flujo de aire hacia el exterior. Los cambios de humedad relativa y de temperatura realizados dentro de la cámara son medidos por el arreglo de sensores que está ubicado en la parte superior de la cámara. A continuación se describe el procedimiento para el análisis de la humedad relativa en una exhalación:

1. Se inicia circulando aire seco dentro de la cámara para disminuir la humedad relativa por medio de la bomba de aire y el filtro de sílica gel.
2. Una vez obtenida una humedad relativa baja dentro de la cámara (alrededor del 5%RH en promedio de los tres sensores) se cierra la válvula conectada al filtro de humedad y se da un tiempo de 1 minuto para que se estabilice el valor de humedad dentro de la cámara.
3. Con humedad relativa baja y sin flujo dentro de la cámara se abre la válvula que conecta a la bolsa de muestra respiratoria y se hace fluir el aire de la bolsa a la cámara.
4. Una vez vaciadas las bolsas de muestra respiratoria dentro de la cámara, se da un tiempo para que se estabilice la humedad relativa dentro de la cámara.
5. Se vuelve a hacer fluir aire seco dentro de la cámara para disminuir la humedad relativa y repetir el proceso.
6. Una vez finalizado el proceso los datos obtenidos se almacenan en la computadora.

Los datos obtenidos de este procedimiento son mostrados por la interfaz gráfica en tiempo real, posteriormente los datos son almacenados en memoria para luego ser analizados a detalle por una herramienta estadística que nos brinda los gráficos específicos para poder mostrar el comportamiento de la humedad relativa y la temperatura.

Resultados y discusión

Una vez desarrollado el sistema de medición para la humedad relativa en una exhalación, se procede a mostrar los resultados, experiencias y conclusiones obtenidas a lo largo de éste trabajo.

Para las pruebas iniciales del sistema de medición primero se comprobó el funcionamiento del arreglo de sensores con un higrómetro digital, obteniendo resultados similares en el mismo ambiente, posteriormente se realizaron pruebas para disminuir la humedad relativa dentro de la cámara, para esto se utilizaron tres diferentes tipos de silica gel, la silica gel naranja con marcador indicador de saturación de humedad, silica gel morada con marcador de humedad y silica gel naranja sin marcador de humedad. Las primeras pruebas con el filtro de silica gel naranja con marcador de humedad nos permitieron alcanzar un mínimo de humedad relativa del 15% RH promedio entre los tres sensores digitales, posteriormente se probó el filtro de silica gel morado obteniendo un mínimo de humedad relativa dentro de la cámara del 18% RH promedio entre los tres sensores, finalmente con el filtro de silica gel naranja sin marcador se obtuvo un mínimo dentro de la cámara del 5% RH promedio entre los tres sensores. El filtro de silica gel naranja sin marcador presentó una mayor eficiencia al absorber la humedad, por lo que se procedió a realizar mediciones con este filtro.

Se realizaron un total de 30 mediciones en el laboratorio con el diseño de cámara cubica, presentando datos diferentes a los encontrados en la literatura ya que en estos se mostraban datos de humedades relativas de entre 80% y 100% [12][28][29], por lo que se esperaban obtener resultados similares, Sin embargo había una diferencia notoria, así como la forma en que se interpretaba la gráfica generada como se muestra a continuación:

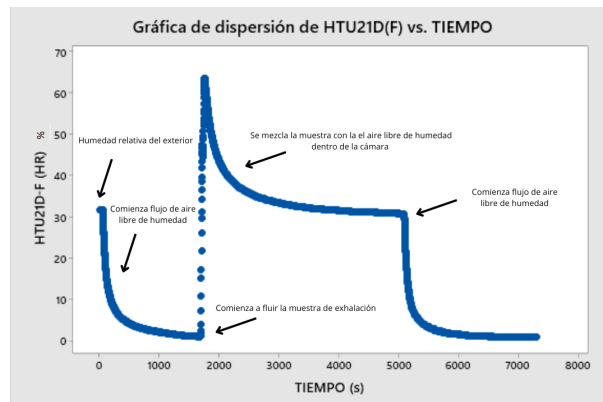
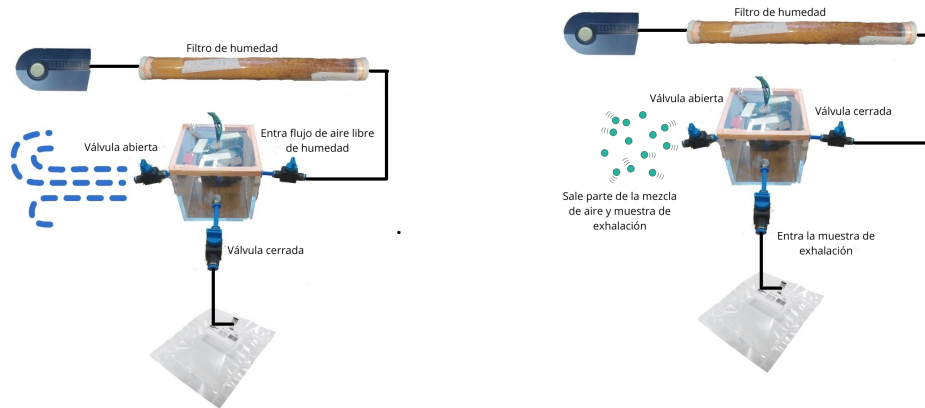


Figura 4.1: Forma de las gráficas generadas por los datos obtenidos.

Como se observa en la figura 4.1 se utiliza el sensor HTU21D-F, se parte de una humedad relativa similar a la del ambiente dentro de la cámara siendo esta del 45.4%, posteriormente se hace fluir aire libre de humedad hasta obtener una humedad relativa mínima dentro de la cámara 0% (recordando que el rango de medición correcto para el sensor es del 5% al 95%) por lo que este valor tiene cierta irregularidad, una vez alcanzado el mínimo de humedad relativo dentro de la cámara se procede a medir la humedad relativa presente en la muestra respiratoria observándose cómo la humedad relativa medida por el sensor pasa de 0% a 62.4% y comienza a disminuir alcanzando una humedad relativa del 34% \pm 2%. Estos resultados nos daban una idea de lo que sucedía dentro de la cámara y el porqué no se alcanzaban humedades altas, primeramente se implementó la colocación de un ventilador dentro de la cámara para descartar la idea de un gradiente de humedad presente en la cámara, obteniendo los mismos resultados a los obtenidos sin el ventilador, por lo que suponemos que el problema se daba al pasar la muestra de aire a la cámara.



(a) Flujo de aire libre de humedad por la cámara. (b) Flujo de la muestra de exhalación por la cámara.

Figura 4.2: Flujos dentro de la cámara de medición

En el proceso de inyectar la muestra de aire de la bolsa a la cámara se mantenían abiertas dos válvulas para el flujo del aire como se observa en la Figura 4.2, sin embargo parte del flujo saldría de la cámara por la válvula abierta junto con el aire seco, siendo una combinación entre el aire libre de humedad y la muestra respiratoria la que quedaba dentro de la cámara y con la que se estabilizaban los sensores, relacionando este proceso con los datos tenemos la respuesta en diferentes momentos como se muestra en la Figura 4.3.

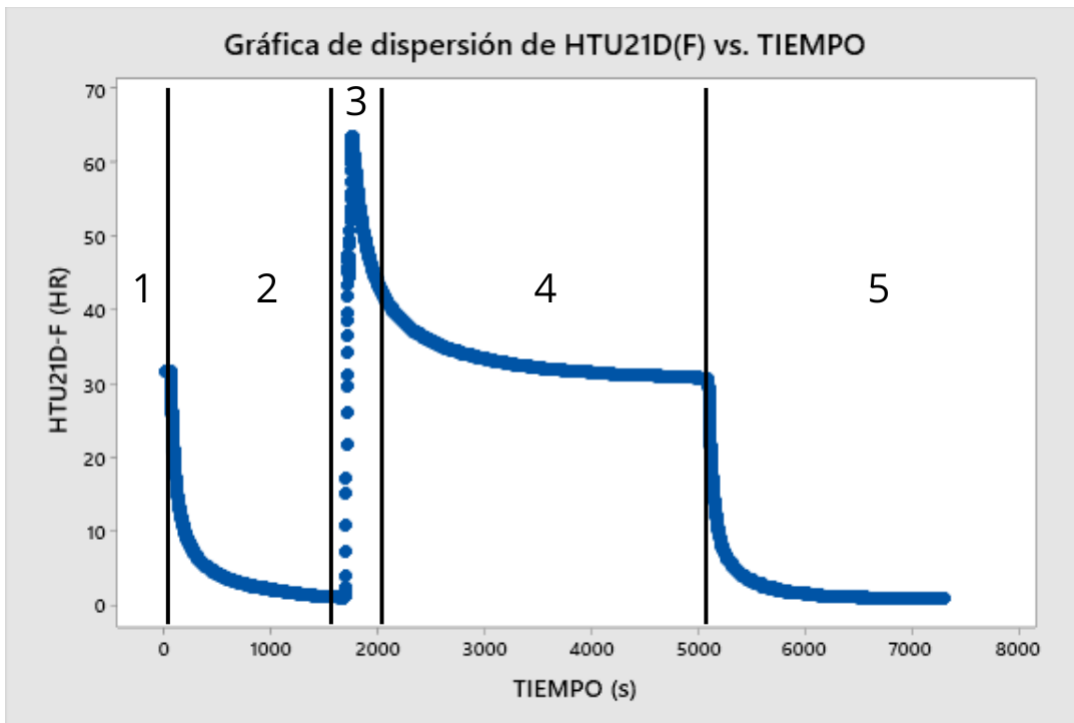


Figura 4.3: Momentos dentro del proceso de medición de la muestra respiratoria.

1. Inicio de la medición con una humedad relativa similar a la del ambiente.
2. Flujo de aire libre de humedad del filtro a la cámara hasta alcanzar estabilidad y un mínimo de humedad relativa.
3. Flujo de aire con humedad de la exhalación pasando por la cámara y los sensores, el pico muestra la máxima humedad relativa que el sensor mide antes de mezclarse con el aire seco de la cámara y de que se escape.
4. Estabilización de la humedad relativa luego de mezclarse la cantidad de flujo que no se escapó de la cámara y el aire seco que se encontraba dentro de la cámara.

Para solucionar este problema se optó por colocar los sensores a la entrada de la cámara como se observa en la Figura 4.4 para estar en contacto con la muestra de aire obteniendo resultados más acercados a los de la literatura.

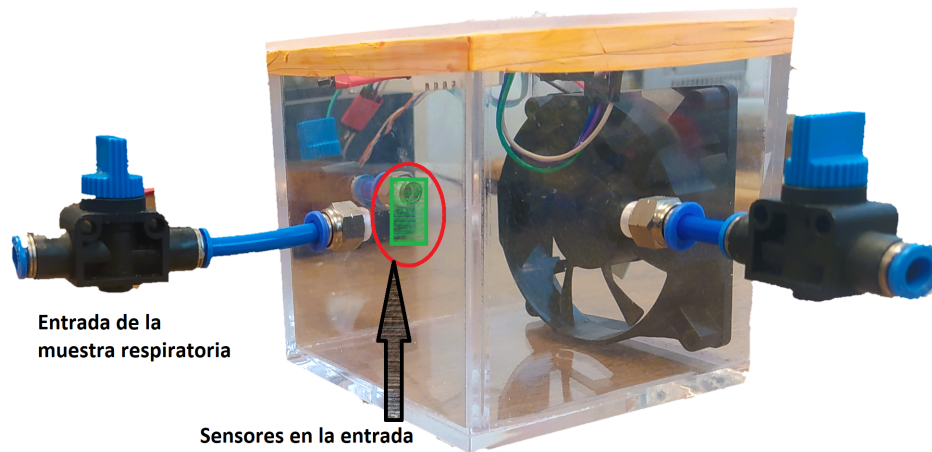


Figura 4.4: Sensores colocados en la entrada de la muestra respiratoria.

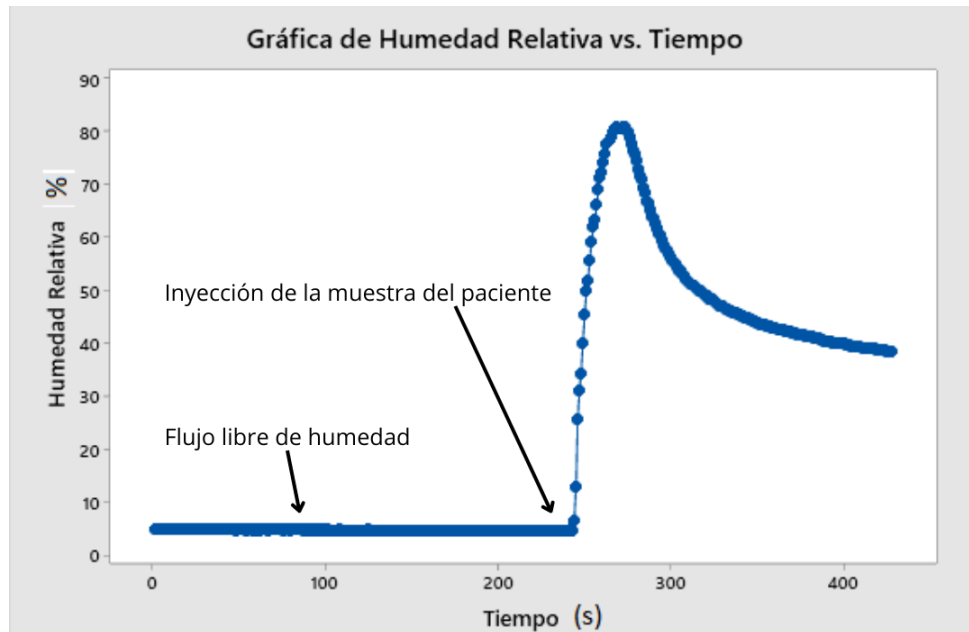


Figura 4.5: Gráfica obtenida del sensor HTU21D-F colocado en la entrada de la cámara de medición.

Como se observa en la Figura 4.5 partiendo de una humedad relativa mínima en este caso del 4.5% con el filtro de humedad se alcanza un máximo del 80.9%, esto ya que el sensor esta en contacto directo con el flujo de la muestra respiratoria. Posteriormente y siguiendo esta colocación se utilizo la cámara cilíndrica con el sensor de mayor calidad (HIH8121) en la entrada de la muestra respiratoria obteniendo resultados similares a los de la literatura.

Sección 4.1.

Resultados

La primera parte de los resultados abarca los datos registrados por medio de la cámara de medición cúbica, estos datos se obtuvieron de acuerdo al protocolo establecido anteriormente, teniendo en cuenta que la cámara es de un litro se utilizaron dos bolsa de muestra de aire de cada persona en la que se realizó la prueba. Se realizaron un total de 25 mediciones con un rango de humedad relativa en el ambiente de entre 48% y 68%, para esta toma de muestras los pacientes contaban con una edad de entre 20 a 30 años de edad, se excluyeron a personas que presentaran alguna enfermedad respiratoria, los demás factores como el ayuno o alguna situación externa que la persona presentara no se tomó en cuenta para la toma de muestra, obteniendo los resultados resumidos en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1: HR de cada muestra respiratoria en promedio de los tres sensores.

HR en la respiración			
Muestra	HR Mínima	HR Máxima	Diferencia
1	5.4%	56.9%	51.5%
2	5.4%	60.0%	54.6%
3	5.2%	64.2%	59.0%
4	4.2%	59.3%	55.1%
5	4.4%	59.3%	54.9%
6	4.5%	60.9%	56.4%
7	4.8%	58.7%	53.9%
8	4.7%	58.3%	53.6%
9	4.9%	60.2%	55.3%
10	5.1%	59.3%	54.2%
11	4.9%	60.2%	55.3%
12	5.0%	61.8%	56.8%
13	5.2%	58.0%	52.8%
14	4.9%	59.1%	54.2%
15	5.1%	58.3%	53.2%
16	4.8%	60.1%	55.3%
17	4.8%	59.7%	54.9%
18	4.9%	58.9%	54.0%
19	5.0%	61.2%	56.2%
20	5.2%	60.5%	55.3%
21	5.0%	58.8%	53.8%
22	4.9%	61.4%	56.5%
23	4.9%	60.9%	56.0%
24	4.8%	59.7%	54.9%
25	5.2%	62.5%	57.3%
Promedio	4.9%	59.8%	55.0%

La Tabla 4.1 muestra el promedio de los datos obtenidos por los tres sensores, la primera columna es el número de muestra de cada persona, la segunda columna muestra la humedad relativa mínima promedio alcanzada por los tres sensores siendo la media de 4.9% esto por el filtro de humedad de silica gel y la tercera columna la humedad relativa máxima promedio entre los tres sensores con una media del 59.8% perteneciente a las muestras de aire exhalado. Se utilizó la máxima humedad relativa que los sensores alcanzaron, ya que en el proceso cuando se coloca la muestra dentro de la cámara se genera una mezcla, así como pérdida de muestra respiratoria lo que genera que los sensores se estabilicen en una humedad relativa mínima en comparación con la máxima alcanzada y también diferente a la del ambiente.

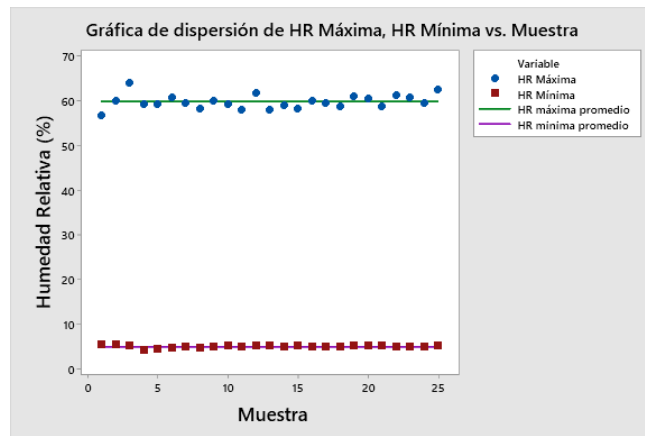
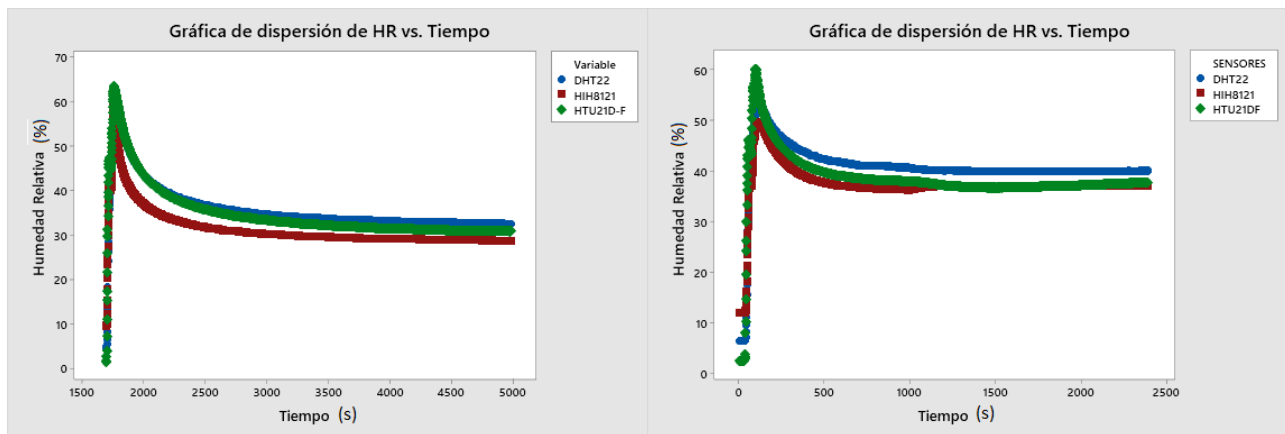


Figura 4.6: HR en cada muestra de exhalación en relación con el promedio obtenido.

La gráfica de la Figura 4.6 muestra las 25 muestras realizadas, así como su relación con el porcentaje promedio de humedad relativa mínimo y máximo medido por los tres sensores (DHT22, HTU21D-F, HIH8121). Se observa que los datos obtenidos siguen cierta frecuencia, sin embargo los datos obtenidos difieren de la literatura que muestra una humedad relativa en la respiración de entre 80%-100%.



(a) Medición sin ventilador.

(b) Medición con ventilador.

Figura 4.7: Comparación de gráficas para la toma de muestra de datos con y sin ventilador.

Como los datos obtenidos no concordaban con los de la literatura se pensó en la idea de un gradiente dentro de la cámara sin embargo se descarto esta idea con los datos presentados en la Figura 4.7.

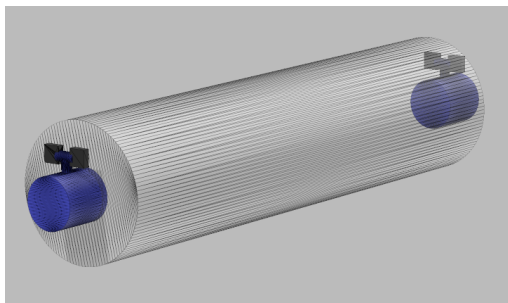
Para esto se utilizó la muestra de la misma persona, en la Figura 4.7 podemos notar que no existe una diferencia notable, la medición sin ventilador nos da una humedad relativa máxima promedio entre los tres sensores del

58.7% y con ventilador de 56.6%, la diferencia se da en el momento de que el aire seco se mezcla con la muestra respiratoria dentro de la cámara, sin ventilador se obtiene un promedio de 30.7%RH y con ventilador se obtiene un promedio de 38.6% RH, sin embargo nos importa la humedad relativa máxima alcanzada.

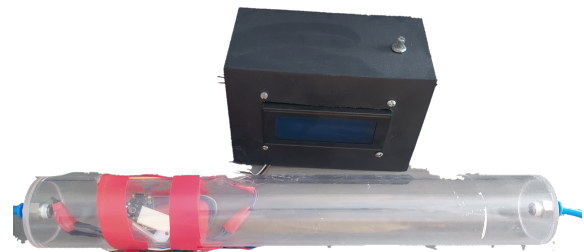
Para poder medir la humedad relativa antes de que se escapara de la cámara o se mezclara con el aire seco del ambiente se optó por colocar los sensores a la entrada de la cámara, además en base a las experiencias obtenidas con el proceso de medición y con la cámara cúbica se diseñó y creó una nueva cámara de medición cilíndrica con una capacidad de 0.5L que nos permitiera una medición más acertada.

4.1.1 Mediciones con la cámara cilíndrica

Para obtener mediciones más certeras se presenta el diseño y construcción de la cámara mostrada en la Figura 4.8.



(a) Diseño de la cámara cilíndrica.



(b) Cámara de medición conectada al arreglo de sensores

Figura 4.8: Cámara cilíndrica construida y diseñada para una mejor medición de la muestra de exhalación.

El diseño de la cámara cilíndrica tiene a los tres sensores colocados justo en la entrada de flujo de aire para poder medir el flujo de humedad sin que haya un cambio significativo por la mezcla o pérdida de flujo dentro de la cámara. El protocolo experimental fue el mismo que con el de la cámara cúbica, solo tomando en cuenta que el volumen de esta cámara es igual al de una bolsa de muestra respiratoria siendo de 500ml. Con esta cámara y el cambio de volumen se obtuvieron los resultados mostrados en la Figura 4.9

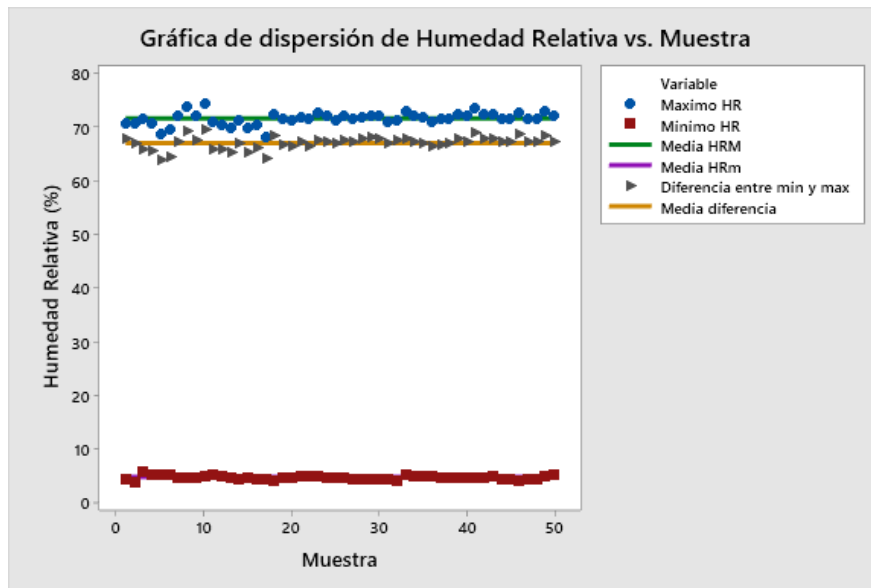


Figura 4.9: Gráfica que muestra la relación entre el promedio del mínimo y máximo de humedad relativa con cada muestra realizada.

Se realizaron un total de 50 muestras con esta cámara presentando un valor promedio de humedad relativa mínima dentro de la cámara del 4.6% RH y un máximo del 71.8% RH además la diferencia entre el mínimo y el máximo fue de 67.2% RH, sin embargo en los resultados de esta medición podemos observar un cambio considerable en el sensor más preciso (HIH8121), por la colocación de este en la entrada de la cámara podía medir de manera certera el flujo de aire con humedad de la muestra respiratoria como se observa en la Figura 4.10.

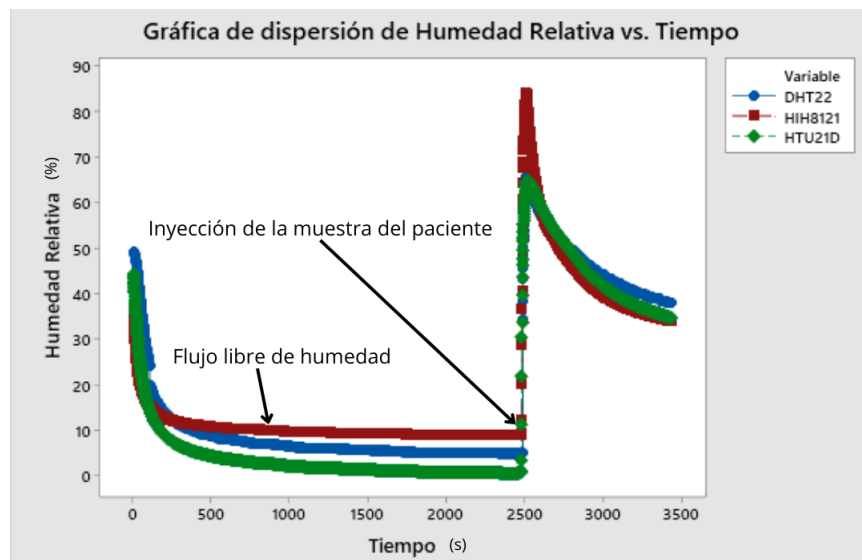


Figura 4.10: Gráfica del comportamiento de los sensores durante el protocolo seguido con la cámara cilíndrica

El sensor HIH8121 tiene una mayor precisión al medir humedad relativa que los otros dos utilizados (DHT22, HTU21D-F), este sensor fue colocado de manera que estuviera en contacto directo con el flujo de aire que entraba a la cámara, posteriormente se colocaron los dos sensores, En la gráfica 4.10 podemos observar como el sensor HIH8121 alcanza valores de humedad relativa grandes en comparación con los demás, sin embargo, el sensor no muestra humedades tan bajas en comparación con los otros dos sensores, esto ya que el sensor tiene una mejor estabilidad, es importante mencionar que el sensor se ha utilizado en el área medica por lo que el uso de este para la medida de humedad relativa en el aliento nos proporciona datos mas acertados. Se procede a mostrar los datos exclusivamente del sensor HIH8121:

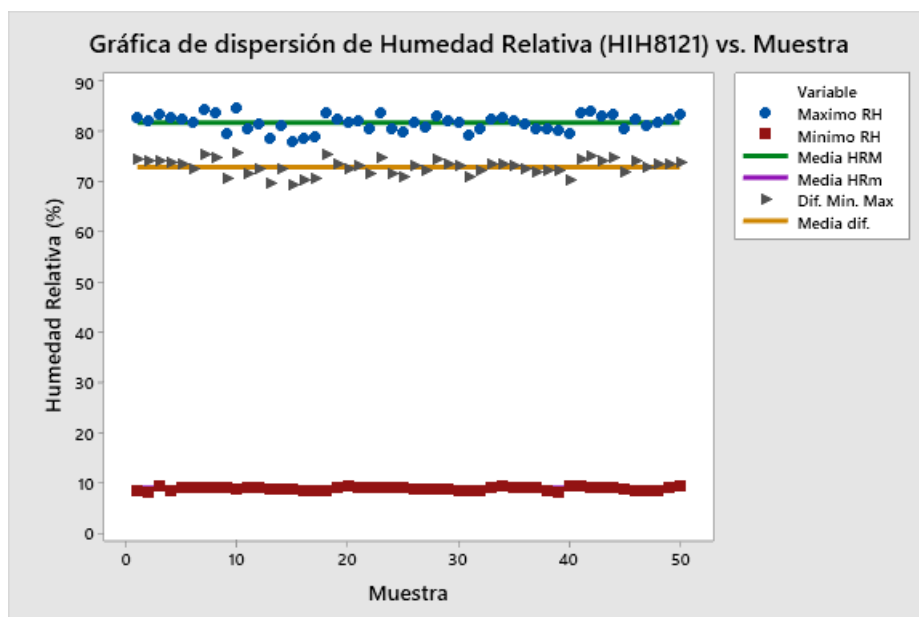


Figura 4.11: Gráfica que muestra la relación entre la media del mínimo y máximo de humedad relativa con lo obtenido en cada muestra para el sensor HIH8121.

En la gráfica de la Figura 4.11 la línea morada representa el promedio de la humedad mínima alcanzada dentro de la cámara por el sensor HIH8121 siendo este de 8.9%, la línea verde representa el promedio de la máxima humedad relativa alcanzada dentro de la cámara 81.9% para el sensor HIH8121, la máxima humedad relativa medida en una muestra respiratoria fue de 84.7% RH y el mínimo de humedad relativa en una muestra respiratoria fue de 78.2%, siendo ambos mayor al promedio de los tres sensores mostrados anteriormente, también se muestra la diferencia entre el mínimo y el máximo alcanzado siendo la línea naranja la media de la diferencia con un valor del 73% RH.

Comparando los datos del sensor HIH8121 en la cámara cilíndrica y cubica tenemos el resultado mostrado en la Figura 4.12

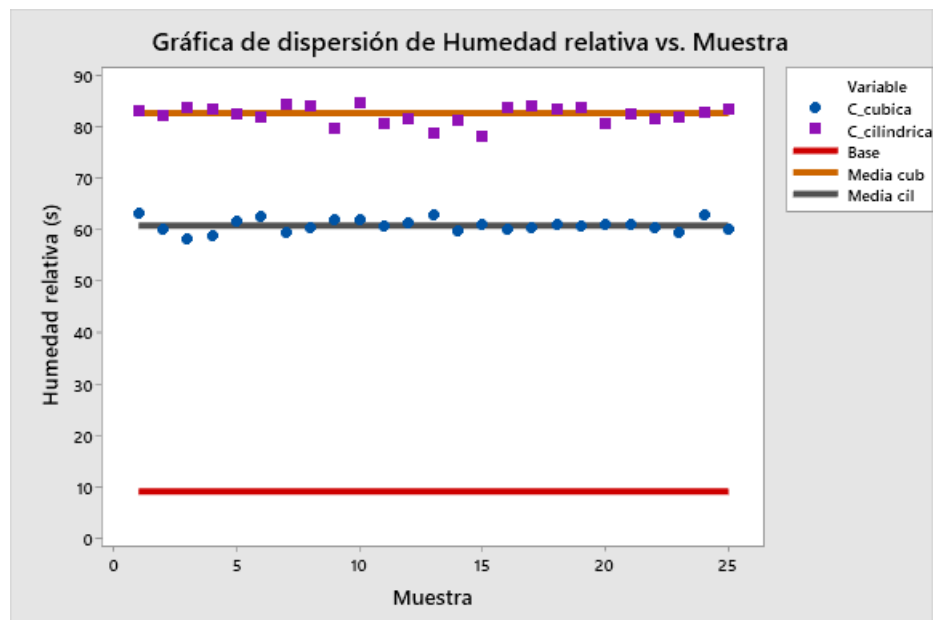


Figura 4.12: Gráfica que muestra la relación entre los datos obtenidos en la cámara cilíndrica y cubica para el sensor HIH8121.

El promedio de humedad relativa mínima con la que se comenzó a medir la muestra es el mismo para el sensor en la cámara cubica y cilíndrica, sin embargo podemos notar un cambio significativo ya que dentro de la cámara cubica se alcanzó un promedio de humedad relativa para 25 muestras del 60.7%, mientras que en la cámara cilíndrica fue de 82.9% para 25 muestras aleatorias de las 50 realizadas, el aumento del 22.2% se debe a la colocación del sensor para la medición de la muestra. Creemos que estos son los más cercanos a lo que se ha reportado en la literatura por lo que creemos que ese es el valor de la humedad relativa en una muestra de una exhalación humana.

Conclusiones

Se diseñó, construyó y probó un sistema capaz de medir la humedad relativa presente en una exhalación, los resultados arrojados por este sistema nos dan información para poder realizar análisis y caracterización de sensores QCM de manera correcta en la búsqueda de biomarcadores.

El diseño, construcción y respectivas mediciones con cada cámara se realizaron con el objetivo de obtener los mejores resultados siguiendo un protocolo de medición que permite cierta aleatoriedad en cada uno de los resultados, además de un control en la muestra de personas en la que se realizaron las pruebas y las humedades relativas del exterior, sin embargo esta última no afectó de manera significativa en los sensores, ya que al disminuir la humedad relativa dentro de la cámara herméticamente sellada se lograba un control de la humedad relativa para posteriormente medir de manera certera la humedad relativa de cada muestra respiratoria.

A lo largo del proceso se encontraron diversos factores y detalles que se fueron corrigiendo al momento, como lo fue la comunicación con los sensores, el sellado de la cámara, el filtro de silica gel, entre otros, estos detalles y la forma en que se fueron obteniendo los datos influyeron en la realización de una segunda cámara de medición de diferente tamaño y forma, así como la colocación adecuada de los sensores, el cambio entre una cámara y otra refleja el aprendizaje obtenido al realizar el protocolo de medición así como el saber el comportamiento de la muestra dentro de la cámara de medición. Sin duda la cámara de medición se puede mejorar o automatizar para diferentes casos, sin embargo con este sistema partiendo desde el 8.9% RH promedio gracias al filtro de humedad se alcanzó un máximo de 81.9% RH promedio, la diferencia entre la mínima humedad relativa y la máxima humedad relativa en promedio fue de 73% RH. Los datos obtenidos se pueden expandir a un rango mayor de

personas ya que en cada caso las vías respiratorias mantienen una humedad y temperatura del aire que inhalamos para un correcto funcionamiento del sistema respiratorio, por lo que siempre se van a mantener humedades relativas altas en la exhalación de una persona exceptuando alguna anomalía en el sistema respiratorio que pueda influir en los valores de humedad y temperatura.

Para finalizar es importante mencionar el valor del conocimiento obtenido durante todo el proceso que involucró el desarrollo de este trabajo, desde una mejor comprensión del lenguaje de programación, así como la forma de analizar los datos y sin duda alguna la búsqueda y resolución de problemas que puedan afectar en este caso al sistema. Este proyecto brinda los resultados para poder realizar una mejora caracterización de los sensores QCM en la búsqueda de biomarcadores dentro de la respiración.

Sección 5.1.

Trabajo a futuro

- Caracterizar sensores en base a las características de una exhalación.
- Probar diferentes arreglos de sensores para la búsqueda de acetona en la respiración.
- Realizar mediciones de acetona mezclados con una humedad relativa de 85% para restar el aporte de la humedad relativa y obtener una respuesta exclusivamente de acetona.
- Búsqueda de materiales hidrofóbicos y con afinidad a la acetona para el desarrollo de nuevos sensores.
- Diseño de un protocolo para la medición directa de acetona en la respiración.

APÉNDICE A

Código Principal

```
1 /*
2  * File:   main.c
3  * Author: Eduardo Aquino
4  *
5  * Created on August 10, 2023, 1:17 PM
6  */
7
8
9 // PIC18F4550 Configuration Bit Settings
10
11 // 'C' source line config statements
12
13 // CONFIG1L
14 #pragma config PLLDIV = 1           // PLL Prescaler Selection bits (No prescale (4 MHz oscillator input drives PLL directly))
15 #pragma config CPUDIV = OSC1_PLL2 // System Clock Postscaler Selection bits ((Primary Oscillator Src: /1)[96 MHz PLL Src: /2])
16 #pragma config USBDIV = 1           // USB Clock Selection bit (used in Full-Speed USB mode only; UCFG:FSEN = 1) (USB clock source
17
18 // CONFIG1H
19 #pragma config FOSC = HS             // Oscillator Selection bits (HS oscillator (HS))
20 #pragma config FCMEN = OFF           // Fail-Safe Clock Monitor Enable bit (Fail-Safe Clock Monitor disabled)
21 #pragma config IESO = OFF           // Internal/External Oscillator Switchover bit (Oscillator Switchover mode disabled)
22
23 // CONFIG2L
24 #pragma config PWRT = OFF           // Power-up Timer Enable bit (PWRT disabled)
25 #pragma config BOR = OFF            // Brown-out Reset Enable bits (Brown-out Reset disabled in hardware and software)
26 #pragma config BORV = 3            // Brown-out Reset Voltage bits (Minimum setting 2.05V)
27 #pragma config VREGEN = OFF        // USB Voltage Regulator Enable bit (USB voltage regulator disabled)
28
29 // CONFIG2H
30 #pragma config WDT = OFF            // Watchdog Timer Enable bit (WDT disabled (control is placed on the SWDTEN bit))
31 #pragma config WDTPS = 32768       // Watchdog Timer Postscale Select bits (1:32768)
32
33 // CONFIG3H
34 #pragma config CCP2MX = OFF         // CCP2 MUX bit (CCP2 input/output is multiplexed with RB3)
35 #pragma config PBADEN = OFF        // PORTB A/D Enable bit (PORTB<4:0> pins are configured as digital I/O on Reset)
36 #pragma config LPT1OSC = OFF       // Low-Power Timer 1 Oscillator Enable bit (Timer1 configured for higher power operation)
37 #pragma config MCLRE = ON          // MCLR Pin Enable bit (MCLR pin enabled; RE3 input pin disabled)
38
39 // CONFIG4L
40 #pragma config STVREN = OFF        // Stack Full/Underflow Reset Enable bit (Stack full/underflow will not cause Reset)
41 #pragma config LVP = OFF           // Single-Supply ICSP Enable bit (Single-Supply ICSP disabled)
42 #pragma config ICPRT = OFF         // Dedicated In-Circuit Debug/Programming Port (ICPORT) Enable bit (ICPORT disabled)
43 #pragma config XINST = OFF        // Extended Instruction Set Enable bit (Instruction set extension and Indexed Addressing mode
44
45 // CONFIG5L
46 #pragma config CP0 = OFF           // Code Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) is not code-protected)
47 #pragma config CP1 = OFF           // Code Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) is not code-protected)
48 #pragma config CP2 = OFF           // Code Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) is not code-protected)
49 #pragma config CP3 = OFF           // Code Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) is not code-protected)
50
51 // CONFIG5H
52 #pragma config CPB = OFF           // Boot Block Code Protection bit (Boot block (000000-0007FFFh) is not code-protected)
53 #pragma config CPD = OFF           // Data EEPROM Code Protection bit (Data EEPROM is not code-protected)
54
55 // CONFIG6L
56 #pragma config WRT0 = OFF          // Write Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) is not write-protected)
57 #pragma config WRT1 = OFF          // Write Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) is not write-protected)
58 #pragma config WRT2 = OFF          // Write Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) is not write-protected)
59 #pragma config WRT3 = OFF          // Write Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) is not write-protected)
60
61 // CONFIG6H
62 #pragma config WRIC = OFF          // Configuration Register Write Protection bit (Configuration registers (300000-3000FFFh) are r
63 #pragma config WRTB = OFF          // Boot Block Write Protection bit (Boot block (000000-0007FFFh) is not write-protected)
64 #pragma config WRID = OFF          // Data EEPROM Write Protection bit (Data EEPROM is not write-protected)
65
66 // CONFIG7L
67 #pragma config EBTR0 = OFF         // Table Read Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) is not protected from table reads execu
68 #pragma config EBTR1 = OFF         // Table Read Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) is not protected from table reads execu
69 #pragma config EBTR2 = OFF         // Table Read Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) is not protected from table reads execu
```

```

70 #pragma config EBTR3 = OFF      // Table Read Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) is not protected from table reads execu
71
72 // CONFIG7H
73 #pragma config EBTRB = OFF      // Boot Block Table Read Protection bit (Boot block (000000-0007FFFh) is not protected from tab
74
75 // #pragma config statements should precede project file includes.
76 // Use project enums instead of #define for ON and OFF.
77
78
79
80 #include <xc.h>
81 #include <stdio.h>
82 #include <stdlib.h>
83 #define _XTAL_FREQ 20000000
84
85 #include "lcd.h"
86 #include "i2c.h"
87 #include "uart.h"
88 #include "DHT22.h"
89 #include <stdint.h>
90 #include <stdbool.h>
91
92 /*
93 *
94 */
95 void main(void)
96 {
97     unsigned char buffer1[20], buffer2[20];
98     // Variables para el sensor HTU21D-F
99     float HTU_H, HTU_T;
100    unsigned int HTU_H1, HTU_H2, HTU_T1, HTU_T2, chek1, chek2;
101    float TOTAL_HTUH, TOTAL_HTUT;
102    //Variables para e sensor HIH3121
103    float HIH_H, HIH_T;
104    unsigned int HIH_H1, HIH_H2, HIH_T1, HIH_T2;
105    float TOTAL_HIHU, TOTAL_HIHT;
106    //variables para el sensor DJT22
107    float DHT22_H, DHT22_T;
108    //Variables para protocolo UART
109    unsigned int H1, H1_F, H2, H2_F, H3, H3_F, T1, T1_F, T2, T2_F, T3, T3_F;
110    // Initialize the device
111    UART_init(); //Inicializa la comunicacion serial a 9600 baudios
112    Lcd_Init(); //Inicializa LCD
113    Lcd_Clear();
114    DHT22_init(); //iniciamos el sensor DHT22
115    __delay_ms(100);
116    I2C_Init_Master(I2C_100KHZ); //Inicializa protocolo I2C
117    I2C_Start(); //Bit de inicio
118    I2C_Write(0b10000000); //Direccion sensor HTU21D + W
119    I2C_Write(0b11111110); //Comando de reinicio
120    __delay_ms(15);
121    I2C_Stop(); //Bit de paro
122
123    while (1)
124    {
125        __delay_ms(50);
126        // HTU SENSOR COMUNICACION HUMEDAD
127        I2C_Start(); //Bit de inicio
128        I2C_Write(0b10000000); //Direccion sensor HTU21D +W
129        I2C_Write(0b11100101); //CMD para medir la humedad
130        I2C_Restart(); //Bit de reinicio
131        I2C_Write(0b10000001); //Direccion sensor HTU21D +R
132        __delay_ms(10);
133        HTU_H1 = I2C_Read(); //Lectura de humedad MSB
134        I2C_Ack();
135        HTU_H2 = I2C_Read(); //Lectura de humedad LSB
136        I2C_Ack();
137        chek1= I2C_Read(); // Detencion de errores

```

```

138     I2C_Nack();
139     I2C_Stop(); //Bit de paro
140         // HTU SENSOR COMUNICACION TEMPERATURA
141     I2C_Start(); //Bit de inicio
142     I2C_Write(0b10000000); //Direccion sensor HTU21D +W
143     I2C_Write(0b11100011); //CMD para medir la temperatura
144     I2C_Restart(); //Bit de reinicio
145     I2C_Write(0b10000001); //Direccion sensor HTU21D +R
146     __delay_ms(10);
147     HTU_T1 = I2C_Read(); //Lectura de humedad MSB
148     I2C_Ack();
149     HTU_T2 = I2C_Read(); //Lectura de humedad LSB
150     I2C_Ack();
151     chek2= I2C_Read(); // Detencion de errores
152     I2C_Nack();
153     I2C_Stop(); //Bit de paro
154         // HIH8121 SENSOR COMUNICACION
155     I2C_Start(); //Bit de inicio
156     I2C_Write(0b01001110); //Direccion sensor HIH8121 +W
157     I2C_Restart();
158     I2C_Write(0b01001111); //Direccion sensor HIH8121 +R
159     __delay_ms(10);
160     HIH_H1 = I2C_Read(); //Datos de humedad [13:8]
161     I2C_Ack();
162     HIH_H2 = I2C_Read(); //Datos humedad [7:0]
163     I2C_Ack();
164     HIH_T1 = I2C_Read(); //Datos temperatura [15:8]
165     I2C_Ack();
166     HIH_T2 = I2C_Read(); //Datos temperatura [7:2]
167     I2C_Nack();
168     I2C_Stop(); //Bit de paro
169     __delay_ms(10);
170         // CONVERSION DE DADOS HTU21D-F HUMEDAD
171     TOTAL_HTUH = ((HTU_H1 & 0b11111111) <<8)|(HTU_H2 & 0b11111100); //HUMEDAD
172     HTU_H = (125*TOTAL_HTUH/65536)-6;
173     TOTAL_HTUT = ((HTU_T1 & 0b11111111) <<8)|(HTU_T2 & 0b11111111) ; //TEMPERATURA
174     HTU_T = (175.72*TOTAL_HTUT/65536)-46.85;
175         // CONVERSION DE DATOS HIH8121
176     TOTAL_HIHU = ((HIH_H1 & 0b00111111) <<8)|(HIH_H2 & 0b11111111); //HUMEDAD
177     HIH_H = (TOTAL_HIHU /16382)*100;
178     TOTAL_HIHT = ((HIH_T1 & 0b11111111) <<8)|(HIH_T2 & 0b11111100); //TEMPERATURA
179     HIH_T = (TOTAL_HIHT /65536)*165-40;
180         //Comunicacion con el sensor DHT22
181     uint8_t status = DHT22_read(&DHT22_T, &DHT22_H);
182     __delay_ms(10);
183         // ENVIO DE DATOS POR UART
184     H1 = HTU_H;
185     H1_F = (HTU_H-H1)*10;
186     H2 = HIH_H;
187     H2_F = (HIH_H-H2)*10;
188     H3 = DHT22_H;
189     H3_F = (DHT22_H-H3)*10;
190     T1 = HTU_T;
191     T1_F = (HTU_T-T1)*10;
192     T2 = HIH_T;
193     T2_F = (HIH_T-T2)*10;
194     T3 = DHT22_T;
195     T3_F = (DHT22_T-T3)*10;
196     UART_write(48+(H1/10)); //Enviamos la humedad del sensor HTU21D
197     UART_write(48+(H1_F/10));
198     UART_write(46);
199     UART_write(48+(H1_F));
200     UART_write(48+(T1/10)); //Enviamos la temperatura del sensor HTU21D
201     UART_write(48+(T1_F/10));
202     UART_write(46);
203     UART_write(48+(T1_F));
204     UART_write(48+(H2/10)); //Enviamos la humedad del sensor HIH8121
205     UART_write(48+(H2_F/10));

```

```
206     UART_write(46);
207     UART_write(48+(H2_F));
208     UART_write(48+(T2/10)); //Enviamos la temperatura del sensor HIH8121
209     UART_write(48+(T2%10));
210     UART_write(46);
211     UART_write(48+(T2_F));
212     UART_write(48+(H3/10)); //Enviamos la humedad del sensor DHT22
213     UART_write(48+(H3%10));
214     UART_write(46);
215     UART_write(48+(H3_F));
216     UART_write(48+(T3/10)); //Enviamos la temperatura del sensor DHT22
217     UART_write(48+(T3%10));
218     UART_write(46);
219     UART_write(48+(T3_F));
220         //Mostrar datos en la LCD
221     Lcd_Set_Cursor(1,1);
222     Lcd_Write_String(" ARREGLO  SENSORES ");
223     Lcd_Set_Cursor(2,1);
224     Lcd_Write_String("HTU21D HIH8121 DHT22");
225     Lcd_Set_Cursor(3,1);
226     sprintf(buffer1,"HR:%0.1f %0.1f %0.1f",HTU_H, HIH_H, DHT22_H);
227     Lcd_Write_String(buffer1); //Mostramos en la LCD la humedad HTU
228     Lcd_Set_Cursor(4,1);
229     sprintf(buffer2,"T:%0.1f %0.1f %0.1f",HTU_T, HIH_T, DHT22_T);
230     Lcd_Write_String(buffer2); //Mostramos en la LCD la temperatura HTU
231     __delay_ms(300);
232     }
233 }
234 /**
235 End of File
236 */
```

Bibliografía

- [1] Zalazar, M. A., & Guarnieri, F. A. (2010). Análisis y evaluación del comportamiento de sensores piezoeléctricos. *Mecánica Computacional*, 29(67), 6665-6684.
- [2] Cúpich Rodríguez, M., & Elizondo Garza, F. J. (2000). Actuadores piezoeléctricos. *Ingenierías*, 3(6), 22-28.
- [3] Griffiths, H. R., Møller, L., Bartosz, G., Bast, A., Bertoni-Freddari, C., Collins, A., ... & Astley, S. B. (2002). Biomarkers. *Molecular aspects of medicine*, 23(1-3), 101-208.
- [4] Gómez Zuleta, M. A., Torres, K. E., Falduto, M. T., & Magnuson, S. R. (2017). Identificación de biomarcadores sanguíneos para la detección de lesiones premalignas y el diagnóstico del cáncer gástrico. *Revista colombiana de Gastroenterología*, 32(1), 7-19.
- [5] Henry, N. L., & Hayes, D. F. (2012). Cancer biomarkers. *Molecular oncology*, 6(2), 140-146.
- [6] Scott, S., James, D. y Ali, Z. Análisis de datos para sistemas de nariz electrónica. *Microchim Acta* 156, 183–207 (2006). <https://doi.org/10.1007/s00604-006-0623-9>
- [7] Arroyo, P., Suárez Marcelo, J. I., Lozano, J., Herrero Agustín, J. L., & Carmona, P. (2018). Nariz electrónica personal para la detección de contaminantes en el aire. In *XXXIX Jornadas de Automática* (pp. 894-899). Área de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad de Extremadura.
- [8] Messina, V. M. (2012). *Nariz electrónica*.

-
- [9] Wilson AD, Baietto M. Applications and Advances in Electronic-Nose Technologies. *Sensors*. 2009; 9(7):5099-5148. <https://doi.org/10.3390/s90705099>
- [10] Dedov, I. I. (2010). Diabetes mellitus: development of technologies in diagnostics, treatment and prevention. *Diabetes mellitus*, 13(3), 6-13.
- [11] Derrickson, B., (2018). *Fisiología Humana. Principios de anatomía y fisiología*. Editorial Médica Panamericana, México.
- [12] Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2008). *Introducción al cuerpo humano. Fundamentos de Anatomía y Fisiología*, Editorial Médica Panamericana, México.
- [13] Montero, F. J. C. (2012). *Fisiología humana: aplicación a la actividad física*. Editorial Médica Panamericana.
- [14] Valencia, I. (2019). Ley de Boyle. Unidades de Apoyo para el Aprendizaje. CUAED/FES Iztacala-UNAM. Consultado el 29 de enero de <https://uapa.cuaieed.unam.mx/sites/default/files/minisite/static/f42650d0-42e6-44db-88cd-84d490b459f2/Contenido/index.html>
- [15] Argente, H., & Álvarez, M. (2013). *Semiología médica. Fisiopatología, semiotecnia y propedéutica: enseñanza basada en el paciente*. 2a ed. Buenos Aires: Médica Panamericana.
- [16] Morales, A. R., & Zárate, L. E. M. (2004). *Epidemiología clínica: investigación clínica aplicada*. Ed. Médica Panamericana.
- [17] Martínez, Aurora . (Última edición: 14 de junio de 2023 a las 5:48 pm). Definición de Enfermedad. Recuperado de: <https://conceptdefinicion.de/enfermedad/>. Consultado el 19 de enero de 2024
- [18] Busto, O. (2002). La nariz electrónica: una nueva herramienta para analizar el aroma. *Ponencias de Tecnología*, 18(2), 209-217.
- [19] Zuwei Ma, Zhengwei Mao, Changyou Gao, Surface modification and property analysis of biomedical polymers used for tissue engineering, *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, Volume 60, Issue 2, 2007, Pages 137-157, ISSN 0927-7765, <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2007.06.019>.

-
- [20] Luyu Wang, Metal-organic frameworks for QCM-based gas sensors: A review, *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 307, 2020, 111984, ISSN 0924-4247, <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.111984>.
- [21] Sosa Ramos, O. (2020). Análisis de la respuesta transitoria de sensores de gas a base de resonador de cuarzo en función de la humedad relativa (Master's thesis).
- [22] L. Rodriguez-Pardo, J. F. Rodriguez, C. Gabrielli, H. Perrot and R. Brendel, "Sensitivity, noise, and resolution in QCM sensors in liquid media," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 5, no. 6, pp. 1251-1257, Dec. 2005, doi: 10.1109/JSEN.2005.859257.
- [23] Hernández, F. G. (2000). El papel de los biomarcadores en Toxicología Humana. *Revista de Toxicología*, 17(1), 19-26.
- [24] Torres Courchoud, I., & Pérez Calvo, J. I. (2016, April). Biomarcadores y práctica clínica. In *Anales del Sistema Sanitario de Navarra* (Vol. 39, No. 1, pp. 5-8). Gobierno de Navarra. Departamento de Salud.
- [25] Bernard, A., & Lauwerys, R. (1986). Present status and trends in biological monitoring of exposure to industrial chemicals. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 28(8), 558-562.
- [26] Jain, K. K., & Jain, K. K. (2010). *The handbook of biomarkers* (p. 200). New York: Springer.
- [27] Strimbu K, Tavel JA. What are biomarkers? *Curr Opin HIV AIDS*. 2010 Nov;5(6):463-6. doi: 10.1097/COH.0b013e32833ed177. PMID: 20978388; PMCID: PMC3078627.
- [28] Hibbard, T.; Killard, A.J. Breath ammonia analysis: Clinical application and measurement. *Breath Ammon. Clin. App. Meas.* 2011, 41, 21–35.
- [29] Mathew, T. L., Pownraj, P., Abdulla, S., & Pullithadathil, B. (2015). Technologies for clinical diagnosis using expired human breath analysis. *Diagnostics*, 5(1), 27-60.
- [30] Serna, A., Ros, F., & Rico, J. C. (2010). *Guía práctica de sensores*. Creaciones copyright SL.
- [31] *Señales analógicas y digitales*. (2012, 14 agosto). Blog Ricardo Espinoza. <https://ricardoredesetac.blogspot.com/2012/08/senales-analogicas-y-digitales.html>

-
- [32] HIH8121 sensor DataSheet.8 <https://prod-edam.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/siot/en-us/products/sensors/humidity-with-temperature-sensors/honeywell-humidicon-hih8000-series/documents/sps-siot-hih8000-datasheet-009075-7-en-ciid-147072.pdf?download=false9>
- [33] HTU21D sensor DataSheet. (<https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/1899HTU21D.pdf>)
- [34] DHT22 sensor DataSheet. (<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Temperature/DHT22.pdf>)
- [35] Sánchez Sosa, J. E. (2014). *Sistema autónomo localizador de fuentes de gas* (Master's thesis).
- [36] *MPLAB X IDE*. (2024, enero). Microchip. Recuperado 16 de febrero de 2024, de <https://www.microchip.com/en-us/tools-resources/develop/mplab-x-ide>
- [37] Carletti, E. J. (2007). Comunicación-Bus I2C. *Robots Argentina*.
- [38] Mendoza Ordóñez, M. G. (2015). *Uso del protocolo 1-WIRE con comprobación de redundancia cíclica aplicado a la medición de temperatura y control de acceso* (Doctoral dissertation, Universidad de San Carlos de Guatemala).
- [39] Bolsa Tedlar para muestreo de aire DataSheet.