



Diseño e implementación de una nariz electrónica para detección de compuestos orgánicos volátiles presentes en el aliento de seres humanos, en colaboración con la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito.

Cueva Constante, Carlos Andrés y Erazo Galarza, Kerly Gissella

Departamento de Eléctrica y Electrónica

Carrera de Ingeniería en Electrónica e Instrumentación

Trabajo de titulación, previo a la obtención del título de Ingeniero en Electrónica e Instrumentación

Pérez Gutiérrez, Milton Fabricio.

Latacunga

31 de enero del 2022



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, *“Diseño e implementación de una nariz electrónica para detección de compuestos orgánicos volátiles presentes en el aliento de seres humanos, en colaboración con la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito.”*. Fue realizado por los señores **CUEVA CONSTANTE, CARLOS ANDRÉS** y **ERAZO GALARZA, KERLY GISSELLA**, el mismo ha sido revisado y analizado en su totalidad por la herramienta de verificación de similitud de contenido, por lo tanto, cumple con los requisitos legales, teóricos, científicos, técnicos y metodológicos establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 31 de enero del 2022

Msc. Pérez Gutiérrez, Milton Fabricio

C.C.: 1802565711

REPORTE DEL COPYLEAKS



Tesis Cueva_C_Eraza_K.pdf

Scanned on: 1:58 January 17, 2022 UTC



Overall Similarity Score



Results Found



Total Words in Text

Identical Words	1821
Words with Minor Changes	509
Paraphrased Words	478
Omitted Words	0



Website | Education | Businesses

Msc. Pérez Gutiérrez, Milton Fabricio**C.C.: 1802565711**



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

RESPONSABILIDAD DE AUTORÍA

Nosotros, **CUEVA CONSTANTE, CARLOS ANDRÉS** con cédula de ciudadanía 1721590550 y **ERAZO GALARZA, KERLY GISSELLA** con cédula de ciudadanía 1720757374, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación *“Diseño e implementación de una nariz electrónica para detección de compuestos orgánicos volátiles presentes en el aliento de seres humanos, en colaboración con la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito.”*. Es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, respetando derechos intelectuales de terceros, conforme las citas que constan el pie de las páginas correspondiente, cuyas fuentes se incorporan en la bibliografía. Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 31 de enero del 2022

CUEVA CONSTANTE CARLOS

ANDRÉS

C.C.: 1721590550

ERAZO GALARZA KERLY GISSELLA

C.C.: 1720757374



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA E INSTRUMENTACIÓN

AUTORIZACIÓN DE PUBLICACIÓN

Nosotros, **CUEVA CONSTANTE, CARLOS ANDRÉS** con cédula de ciudadanía 1721590550 y **ERAZO GALARZA, KERLY GISSELLA**, con cédula de identidad 1720757374, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación *“Diseño e implementación de una nariz electrónica para detección de compuestos orgánicos volátiles presentes en el aliento de seres humanos, en colaboración con la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito.”*, en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi/nuestra responsabilidad.

Latacunga, 31 de enero del 2022

CUEVA CONSTANTE, CARLOS
ANDRÉS
C.C.: 1721590550

ERAZO GALARZA, KERLY GISSELLA
C.C.: 1720757374

DEDICATORIAS

A mi madre, quién con su ejemplo de amor, perseverancia y paciencia hizo posible este sueño. A mis queridos hermanos quienes día a día me apoyan y animan a conseguir mis objetivos y a mi abuelita Celiana, sin su abnegación y soporte, nada de esto sería hacedero.

Este trabajo es por y para ustedes querida familia, por confiar siempre en mí, por su apoyo incondicional y sin olvidar a mis padres en el cielo Carlitos y Pedro Cueva, quienes sembraron en mi la curiosidad y las ganas de aprender, este logro es más suyo que mío.

Carlos Andrés Cueva Constante

Este trabajo va dedicado a mi familia que gracias a su apoyo incondicional y ejemplo de perseverancia me ayudaron a no rendirme y luchar día a día.

A mi hijo que es mi mayor impulso en la vida, a mis padres que se sacrificaron continuamente para que yo logre este objetivo.

Kerly Gissella Erazo Galarza

AGRADECIMIENTOS

A mi familia, por siempre apoyarme.

Agradezco a cada uno de los docentes de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE sede Latacunga, quienes me transmitieron su valioso conocimiento, en especial al Ingeniero Fabricio Pérez por la confianza y acompañamiento brindado en el transcurso del desarrollo de este trabajo.

Al doctor Enrique Terán, perteneciente a la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito que nos brindó apoyo académico y técnico (médico) para ejecutar este trabajo.

A mis hermanos no consanguíneos, Elvis, Nelson y Jorge, por todo lo vivido y por vivir.

Carlos Andrés Cueva Constante

Agradezco a mi familia, a mi madre que siempre tuvo una mano amiga, a mi padre que ha sido guía para mí y mi hijo; a toda mi familia.

Agradezco al Ingeniero Fabricio Pérez por la confianza y acompañamiento brindado en el transcurso del desarrollo de este trabajo, como docente y amigo.

A la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE y a los docentes que impartieron sus valiosos conocimientos.

Agradezco a la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito que nos brindó apoyo académico y técnico (médico) para poder realizar este trabajo.

Kerly Gissella Erazo Galarza

Tabla de contenidos

Carátula	1
Certificación	2
Reporte de Copyleaks	3
Responsabilidad de Autoría.....	4
Autorización de Publicación	5
Dedicatorias	6
Agradecimientos.....	7
Tabla de Contenidos.....	8
Índice de Tablas	14
Índice de figuras	16
Resumen.....	25
Abstract.....	26
Marco Metodológico de la Investigación.....	27
Planteamiento del problema	27
Antecedentes	28
Justificación e importancia.....	30
Objetivos	32
<i>Objetivo General</i>	32
<i>Objetivos Específicos</i>	32

Variables de Investigación.....	32
<i>Variable Independiente</i>	<i>32</i>
<i>Variable Dependiente.....</i>	<i>32</i>
<i>Hipótesis.....</i>	<i>33</i>
Marco Teórico	33
<i>El sistema respiratorio.</i>	<i>33</i>
<i>El olfato humano.....</i>	<i>34</i>
<i>El aire exhalado.</i>	<i>34</i>
Diferencia entre el aire exhalado mezclado y el aire exhalado final.	35
<i>Flujos espiratorios en el aire exhalado.....</i>	<i>35</i>
<i>Flujo laminar/unidireccional.....</i>	<i>35</i>
<i>Flujo turbulento.....</i>	<i>36</i>
Compuestos orgánicos e inorgánicos.....	36
<i>Compuestos orgánicos volátiles.</i>	<i>37</i>
<i>Hidrógeno y Dihidrógeno.</i>	<i>38</i>
<i>Metano.</i>	<i>38</i>
<i>Amoníaco.....</i>	<i>38</i>
<i>Monóxido de carbono.</i>	<i>39</i>
<i>Ácido sulfhídrico.....</i>	<i>39</i>
<i>Dióxido de carbono.....</i>	<i>40</i>
Nariz electrónica.....	41
<i>Sensores de humedad y temperatura.....</i>	<i>42</i>
<i>Sensores de gas.....</i>	<i>42</i>
<i>Sensor MQ-2.....</i>	<i>43</i>
<i>Sensor MQ-4.....</i>	<i>44</i>

	10
<i>Sensor MQ-8</i>	45
<i>Sensor MQ-135</i>	46
<i>Sensor MQ-136</i>	47
<i>Sensor MQ-137</i>	48
Raspberry PI 4	49
<i>Sistema Operativo de la Raspberry Pi 4</i>	51
Softwares	51
Micro controlador	56
Mascarillas de exhalación.....	57
<i>Mascarilla de Venturi</i>	57
<i>Mascarilla con reservorio</i>	58
<i>Mascarilla de oxígeno</i>	59
Ensayos clínicos	59
<i>Estudio piloto médico</i>	60
<i>Población para análisis</i>	60
Métodos estadísticos de análisis	61
<i>Análisis descriptivo</i>	61
<i>Análisis exploratorio</i>	62
<i>Representación de los datos estadísticos</i>	62
Muestreo no probabilístico	63
<i>Muestreo a criterio</i>	63
<i>Estandarización de las muestras</i>	64
Diseño e Implementación	65
Diseño.....	65

	11
<i>Definición de requisitos.....</i>	65
Diseño electrónico.....	67
<i>Matriz de sensores.....</i>	67
<i>Distribución de los sensores.....</i>	69
<i>Diseño de la placa de circuito impreso.....</i>	72
Diseño del software de la matriz de sensores.....	73
<i>Configuración de los sensores y acondicionamiento de la señal.....</i>	74
Configuración del sensor MQ-2.....	75
Configuración del sensor MQ-4.....	79
Configuración del sensor MQ-8.....	81
Configuración del sensor MQ-135.....	85
Configuración del sensor MQ-136.....	88
Configuración del sensor MQ-137.....	91
<i>Comunicación de las tarjetas y un ordenador.....</i>	97
<i>Diseño con Node Red.....</i>	98
<i>Dashboard para la gráfica de presentación en la interfaz.....</i>	112
Diseño mecánico de la nariz electrónica.....	115
<i>Diseño de la estructura base.....</i>	116
<i>Diseño de la cámara de gases.....</i>	118
<i>Flujo que ingresa a la cámara de sensores.....</i>	119
Implementación.....	122
Montaje de la matriz de sensores.....	122
Montaje en la estructura base.....	123
<i>Implementación con la impresora 3D.....</i>	123
<i>Montaje de las tarjetas en la estructura base.....</i>	124

Ensamblaje de la estructura base con la cámara de gases.....	126
Navegación en la interfaz grafica	128
Conexiones entre Hardware (dispositivo) y Software (interfaz).....	131
Generacion de modelo discriminatorio.....	136
Pacientes y método.....	136
<i>Diseño de estudio y definición de los grupos.....</i>	<i>136</i>
<i>Toma de muestras.....</i>	<i>137</i>
<i>Modelo discriminante de gases</i>	<i>139</i>
Generación del modelo	139
Resultados Obtenidos	141
Población elegible para el estudio	141
Criterio de eliminación técnico.....	143
<i>Representación en barras del dihidrógeno</i>	<i>143</i>
<i>Representación en barras del Metano</i>	<i>144</i>
<i>Representación en barras del Amoniacó</i>	<i>145</i>
<i>Representación en barras del Ácido Sulfhídrico</i>	<i>146</i>
<i>Representación en barras Monóxido de Carbono</i>	<i>147</i>
<i>Representación en barras del Dióxido de Carbono.....</i>	<i>148</i>
Criterio de eliminación medico.....	150
<i>Representación radial del dihidrógeno</i>	<i>150</i>
<i>Representación radial del Metano</i>	<i>150</i>
<i>Representación radial del Amoniacó.....</i>	<i>151</i>
<i>Representación radial del Ácido Sulfhídrico.....</i>	<i>152</i>
<i>Representación radial Monóxido de Carbono.....</i>	<i>152</i>

<i>Representación radial del Dióxido de Carbono</i>	153
<i>Resultados etapa de diseño de hardware</i>	155
<i>Resultados etapa de software</i>	156
<i>Resultados generales de la nariz electrónica</i>	159
<i>Análisis estadístico del Dihidrógeno</i>	161
<i>Análisis estadístico del Metano</i>	163
<i>Análisis estadístico del Amoniaco</i>	166
<i>Análisis estadístico del Ácido Sulhídrico</i>	169
<i>Análisis estadístico del Monóxido de Carbono</i>	172
<i>Análisis estadístico del Dióxido de Carbono</i>	175
Validación de resultados	181
<i>Alcances</i>	192
<i>Limitaciones</i>	192
Conclusiones y recomendaciones	193
Conclusiones	193
Recomendaciones	195
Trabajos futuros	195
Bibliografía	197
Anexos	207

Índice de tablas

Tabla 1	<i>Categorías del aire según los niveles de CO₂</i>	40
Tabla 2	<i>Características sensitivas del sensor MQ-2</i>	44
Tabla 3	<i>Características sensitivas del sensor MQ-4.</i>	45
Tabla 4	<i>Características sensitivas del sensor MQ-8</i>	46
Tabla 5	<i>Características sensitivas del sensor MQ-135</i>	47
Tabla 6	<i>Características sensitivas del sensor MQ-136</i>	48
Tabla 7	<i>Características sensitivas del sensor MQ-137</i>	49
Tabla 8	<i>Elementos que conforman un Dashboard</i>	54
Tabla 9	<i>Compuestos estudiados.</i>	139
Tabla 10	<i>Población de estudio</i>	142
Tabla 11	<i>Análisis de exclusión para la eliminación participantes.</i>	154
Tabla 12	<i>Puntos máximos, mínimos y mediana de cada compuesto.</i>	160
Tabla 13	<i>Datos generales por compuesto.</i>	182
Tabla 14	<i>Datos específicos del Dihidrógeno.</i>	183
Tabla 15	<i>Datos específicos del Metano.</i>	185
Tabla 16	<i>Datos específicos del Amoniaco.</i>	186

Tabla 17 *Datos específicos del ácido sulfhídrico.***188**

Tabla 18 *Datos específicos del Monóxido de carbono.***189**

Tabla 19 *Datos específicos del Dióxido de carbono.***191**

Índice de figuras

Figura 1. <i>El sistema respiratorio</i>	33
Figura 2. <i>Exhalación representada con elementos químicos vector</i>	37
Figura 3. <i>Partes del sensor de gas</i>	43
Figura 4. <i>Características sensitivas del sensor MQ-2</i>	44
Figura 5. <i>Características sensitivas del sensor MQ-4</i>	45
Figura 6. <i>Características sensitivas del sensor MQ-8</i>	46
Figura 7. <i>Características sensitivas del sensor MQ-135</i>	47
Figura 8. <i>Características sensitivas del sensor MQ-136</i>	48
Figura 9. <i>Características sensitivas del sensor MQ-137</i>	49
Figura 10. <i>Partes de una Raspberry Pi 4</i>	50
Figura 11. <i>Distribución de pines GPIO de una Raspberry Pi 4</i>	51
Figura 12. <i>Mascarilla tipo Venturi</i>	58
Figura 13. <i>Representación general de conexión.</i>	65
Figura 14. <i>Proceso para el diseño electrónico</i>	67
Figura 15. <i>Vistas de los sensores normales de gas serie MQ</i>	68
Figura 16. <i>Vistas de los sensores especiales de gas serie MQ</i>	68

Figura 17. <i>Vistas de los sensores de gas serie MQ y sensor DHT11.</i>	69
Figura 18. <i>Primer diseño.</i>	70
Figura 19. <i>Segundo diseño.</i>	71
Figura 20. <i>Tercer diseño.</i>	71
Figura 21. <i>PCB de los sensores de gas, temperatura y humedad.</i>	72
Figura 22. <i>Visualización en 3D de los sensores de la nariz electrónica.</i>	73
Figura 23. <i>Proceso para el desarrollo de software de la Nariz electrónica.</i>	74
Figura 24. <i>Carga de la Figura 4 en el software WPD.</i>	75
Figura 25. <i>Reemplazo de la escala para sensor MQ-2.</i>	76
Figura 26. <i>Selección de los puntos para el sensor MQ-2.</i>	76
Figura 27. <i>Visualización de los datos.</i>	77
Figura 28. <i>Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-2.</i>	77
Figura 29. <i>Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-2.</i>	78
Figura 30. <i>Selección de los puntos para el gas CH4 con el sensor MQ-4.</i>	79
Figura 31. <i>Visualización de los datos.</i>	80
Figura 32. <i>Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-4.</i>	80
Figura 33. <i>Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-4.</i>	81

Figura 34. Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-8.	81
Figura 35. Selección de los puntos para el gas H ₂ con el sensor MQ-8.	82
Figura 36. Visualización de los datos del sensor MQ-8.	83
Figura 37. Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-8.....	84
Figura 38. Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-8.	84
Figura 39. Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-135.....	85
Figura 40. Selección de los puntos para el gas CO ₂ con el sensor MQ-135.....	86
Figura 41. Visualización de los datos del sensor MQ-135.	86
Figura 42. Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-135.....	87
Figura 43. Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-135.	87
Figura 44. Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-136.	88
Figura 45. Selección de los puntos para el gas CO con el sensor MQ-136.	89
Figura 46. Visualización de los datos del sensor MQ-136.	89
Figura 47. Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-136.....	90
Figura 48. Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-136.	90
Figura 49. Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-137.....	91
Figura 50. Selección de los puntos para el gas NH ₃ con el sensor MQ-137.	92

Figura 51. <i>Visualización de los datos del sensor MQ-137.</i>	92
Figura 52. <i>Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-137.</i>	93
Figura 53. <i>Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-137.</i>	93
Figura 54. <i>Proceso para el desarrollo de la interfaz gráfica.</i>	97
Figura 55. <i>Software VNC Viewer con la dirección IP (192.168.2.131).</i>	99
Figura 56. <i>Conexión de la tarjeta Raspberry Pi 4.</i>	100
Figura 57. <i>Creación del Flow 1.</i>	100
Figura 58. <i>Editor del nodo del pin GPIO para el microcontrolador.</i>	101
Figura 59. <i>Definición del pin GPIO para el microcontrolador.</i>	102
Figura 60. <i>Definición del puerto serial y timestamp.</i>	102
Figura 61. <i>Definición de timestamp.</i>	103
Figura 62. <i>Editor del nodo MySQLdatabase.</i>	104
Figura 63. <i>Conexión de las muestras a la base de datos (Python).</i>	104
Figura 64. <i>Datos guardados en cada uno de los seis sensores.</i>	105
Figura 65. <i>Edición de la ventana para la toma de muestras en tiempo real.</i>	106
Figura 66. <i>Edición de la ventana para la toma de muestras en tiempo real.</i>	107
Figura 67. <i>Editor de lectura de cada gas detector.</i>	108

Figura 68. <i>Definición de funciones para los sensores DHT11.</i>	109
Figura 69. <i>Edición la ventana para la Humedad y temperatura.</i>	109
Figura 70. <i>Configuración de las escalas para los sensores DHT11.</i>	110
Figura 71. <i>Definición de funciones para los sensores de gas.</i>	111
Figura 72. <i>Edición de la ventana para las gráficas de tendencia total.</i>	111
Figura 73. <i>Indicadores de la humedad y temperatura</i>	112
Figura 74. <i>Líneas de tendencia visualizadas en tiempo real</i>	113
Figura 75. <i>Graficas visualizadas al culminar la toma de muestras</i>	114
Figura 76. <i>Gráficos de análisis estadístico.</i>	114
Figura 77. <i>Proceso para el desarrollo mecánico de la nariz electrónica.</i>	116
Figura 78. <i>Diseño de la estructura para las tarjetas</i>	117
Figura 79. <i>Diseño de la tapa de la cámara de gases.</i>	118
Figura 80. <i>Diseño del recipiente de la cámara de sensores.</i>	119
Figura 81. <i>Ingreso de flujo a la cámara de gases y mascarilla.</i>	120
Figura 82. <i>Tapa del dispositivo</i>	120
Figura 83. <i>Simulación de la distribución del aire exhalado en la cámara.</i>	121
Figura 84. <i>Montaje de los elementos en la placa impresa.</i>	123

Figura 85. <i>Impresión 3D de la estructura base.</i>	124
Figura 86. <i>Montaje de las tarjetas.</i>	124
Figura 87. <i>Botones indicadores en el dispositivo.</i>	125
Figura 88. <i>Montaje del dispositivo.</i>	126
Figura 89. <i>Montaje del dispositivo.</i>	127
Figura 90. <i>Implementación final del dispositivo.</i>	127
Figura 91. <i>Ventana para los sensores de humedad y temperatura.</i>	128
Figura 92. <i>Ventana para la lectura en tiempo real de las muestras.</i>	129
Figura 93. <i>Ventana para la lectura acumulativa desde la base de datos.</i>	130
Figura 94. <i>Ventana para el análisis estadístico de las muestras.</i>	130
Figura 95. <i>Conexión de periféricos externos a la nariz electrónica.</i>	131
Figura 96. <i>Conexión de periféricos externos a la nariz electrónica.</i>	132
Figura 97. <i>Inicialización de la comunicación entre hardware y software.</i>	132
Figura 98. <i>Ingreso a Node Red con la dirección IP y :1880.</i>	133
Figura 99. <i>Ingreso a los flow de la página de Node Red.</i>	133
Figura 100. <i>Ingreso a la interfaz gráfica.</i>	134
Figura 101. <i>Conexión de la manguera de mascarilla y el dispositivo.</i>	135

Figura 102. <i>Proceso para toma de muestras.</i>	138
Figura 103. <i>Organización de los datos por compuesto.</i>	142
Figura 104. <i>Representación en barras laterales del Dihidrógeno.</i>	144
Figura 105. <i>Representación en barras laterales del Metano.</i>	144
Figura 106. <i>Representación en barras laterales del Amoniaco.</i>	145
Figura 107. <i>Representación en barras laterales del Ácido Sulfhídrico.</i>	146
Figura 108. <i>Representación en barras laterales del Monóxido de Carbono.</i>	147
Figura 109. <i>Representación en barras laterales del Dióxido de Carbono.</i>	148
Figura 110. <i>Población elegible.</i>	149
Figura 111. <i>Representación radial del Dihidrógeno.</i>	150
Figura 112. <i>Representación radial del Metano.</i>	151
Figura 113. <i>Representación radial del Amoniaco.</i>	151
Figura 114. <i>Representación radial del Ácido Sulfhídrico.</i>	152
Figura 115. <i>Representación radial del Monóxido de Carbono.</i>	152
Figura 116. <i>Representación radial del Dióxido de Carbono.</i>	153
Figura 117. <i>Muestra final para análisis de estandarización.</i>	155
Figura 118. <i>Prueba de movimiento del dispositivo en diferentes pacientes.</i>	156

Figura 119. <i>Prueba de datos aleatorios en sensores DHT11.</i>	157
Figura 120. <i>Prueba de datos aleatorios en sensores detectores de gases.</i>	158
Figura 121. <i>Datos de cada compuesto en la base.</i>	158
Figura 122. <i>Gráfica radial del Dihidrógeno.</i>	161
Figura 123. <i>Gráfica de cajas y bigotes del Dihidrógeno.</i>	162
Figura 124. <i>Gráfica de campana de Gauss del Dihidrógeno.</i>	163
Figura 125. <i>Gráfica radial del metano.</i>	164
Figura 126. <i>Gráfica de cajas y bigotes del metano.</i>	165
Figura 127. <i>Gráfica de campana de Gauss del metano.</i>	165
Figura 128. <i>Gráfica radial del amoniaco.</i>	166
Figura 129. <i>Gráfica de cajas y bigotes del amonio.</i>	167
Figura 130. <i>Gráfica de campana de Gauss del amonio.</i>	168
Figura 131. <i>Gráfica radial del ácido sulfhídrico.</i>	169
Figura 132. <i>Gráfica de cajas y bigotes del ácido sulfhídrico.</i>	170
Figura 133. <i>Gráfica de campana de Gauss del ácido sulfhídrico.</i>	171
Figura 134. <i>Gráfica radial del monóxido de carbono.</i>	172
Figura 135. <i>Gráfica de cajas y bigotes del monóxido de carbono.</i>	173

Figura 136. <i>Gráfica de campana de Gauss del monóxido de carbono.....</i>	174
Figura 137. <i>Grafica radial del dióxido de carbono.</i>	176
Figura 138. <i>Gráfica de cajas y bigotes del dióxido de carbono.....</i>	176
Figura 139. <i>Gráfica de campana de Gauss del dióxido de carbono.....</i>	177
Figura 140. <i>Ventana para los sensores de humedad y temperatura.....</i>	178
Figura 141. <i>Ventana para la lectura en tiempo real de las muestras.....</i>	179
Figura 142. <i>Ventana con graficas desde la base de datos.....</i>	180
Figura 143. <i>Ventana de análisis estadístico.....</i>	180
Figura 144. <i>Curva de estandarización del Dihidrógeno.</i>	182
Figura 145. <i>Curva de estandarización del Metano.</i>	184
Figura 146. <i>Curva de estandarización del amoniaco.....</i>	185
Figura 147. <i>Curva de estandarización del Ácido sulfhídrico.....</i>	187
Figura 148. <i>Curva de estandarización del Monóxido de carbono.....</i>	189
Figura 149. <i>Curva de estandarización del Dióxido de carbono.....</i>	190

Resumen

Para este trabajo se planteó como objetivo principal, el diseño de una nariz electrónica capaz de detectar compuestos orgánicos volátiles o gases presentes en el aire que exhala un ser humano, a través de una mascarilla tipo Venturi y una matriz de sensores que recolecta los compuestos de manera específica e individual. La adquisición de estos datos se divide en dos partes, la primera se realiza mediante un Arduino nano, donde se obtiene las muestras de los seis compuestos químicos a analizar, como son el Monóxido de carbono (CO), Dióxido de carbono (CO₂), ácido sulfhídrico (H₂S), Metano (CH₄), Amonio (NH₃) y el Hidrógeno (H₂); y la segunda donde se obtiene los valores en tiempo real de la humedad y temperatura con conexión directa a la tarjeta Raspberry Pi 4. Para la adquisición de las muestras se contó con la ayuda de 19 participantes de entre 20 a 25 años, evaluado como clínicamente sanos bajo las consideraciones del estudio piloto. La información obtenida de las muestras se almacena en la base de datos "Sensores_DB" de la tarjeta de memoria externa de la Raspberry Pi 4, aquí se procesan los datos mediante un análisis estadístico y se gestan los gráficos correspondientes a cada uno de los participantes en la interfaz gráfica. Finalmente, esta información es utilizada para crear una gráfica patrón característica de cada uno de los compuestos analizados, otorgando así una eventual herramienta al profesional de la salud para que con su experticia pueda encontrar biomarcadores que indiquen el estado patógeno de distintas enfermedades en los participantes del estudio piloto y de esta forma validar el dispositivo.

Palabras clave:

- **COMPUESTOS ORGÁNICOS VOLÁTILES**
- **NARIZ ELECTRÓNICA**
- **ANÁLISIS ESTADÍSTICO**

Abstract

The main objective of this work was the design of an electronic nose capable of detecting volatile organic compounds or gases present in the air exhaled by a human being, through a Venturi type mask and a sensor array that collects the compounds in a specific and individual way. The acquisition of these data is divided into two parts, the first is done through an Arduino nano, where samples of the six chemical compounds to be analyzed, such as carbon monoxide (CO), carbon dioxide (CO₂), hydrogen sulfide (H₂S), methane (CH₄), ammonium (NH₃) and hydrogen (H₂) are obtained; and the second where the real-time values of humidity and temperature are obtained with direct connection to the Raspberry Pi 4 card. For the acquisition of the samples, 19 participants between 20 and 25 years old, evaluated as clinically healthy under the considerations of the pilot study, helped us. The information obtained from the samples is stored in the "Sensores_DB" database on the external memory card of the Raspberry Pi 4, here the data is processed by statistical analysis and the graphs corresponding to each of the participants are generated in the graphical interface. Finally, this information is used to create a characteristic pattern graph of each of the analyzed compounds, thus providing an eventual tool to the health professional so that with his expertise he can find biomarkers that indicate the pathogenic state of different diseases in the participants of the pilot study and thus validate the device.

Keywords:

- **VOLATILE ORGANIC COMPOUNDS**
- **ELECTRONIC NOSE**
- **STATISTICAL ANALYSIS**

Capítulo I

1. Marco Metodológico de la Investigación

1.1. Planteamiento del problema

De acuerdo con la literatura encontrada, artículos, tesis, etc. A nivel mundial existen dos formas de detectar las diferentes enfermedades, como es el caso de los métodos invasivos y no invasivos. En los métodos invasivos se utiliza equipos donde el cuerpo es agredido químico y/o mecánicamente, mediante inyecciones intradérmicas y/o subcutáneas (pruebas de sangre), o se introduce un tubo o un dispositivo médico (endoscopia); y los no invasivos involucran equipos que no rompen la piel o penetran físicamente en el cuerpo como radiografías, ecos, nariz electrónica, etc.

Uno de los dispositivos no invasivos más novedosos en la actualidad para la detección de enfermedades es la nariz electrónica, estos dispositivos se desarrollan en Estados Unidos y Europa como es el caso de Chemsensing INC para detección de tumores pulmonares o Electronic Sensor Technology que identifica trazos de componentes orgánicos, biológicos y químicos; y otros dispositivos utilizados a nivel industrial como EADS-RST Rostock System-Technik GmbH para detección temprana de fuego en áreas peligrosamente explosivas, sin embargo, la información sobre la detección de enfermedades utilizando narices electrónicas actualmente es escasa, está en su gran mayoría en etapa de investigación y no existe en el mercado un dispositivo que permita este tipo de detecciones y un análisis a detalle, al menos no a un costo asequible

En Ecuador no existe dispositivo alguno que permita detectar compuestos orgánicos o inorgánicos en los seres humanos, por lo tanto, en este estudio se plantea

el diseño e implementación de una nariz electrónica y el desarrollo de una interfaz gráfica que permita la visualización de datos a través de un software y posteriormente la validación de las muestras de los participantes considerados sanos en el estudio piloto con la colaboración de la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito.

1.2. Antecedentes

El ser humano cuenta con medios para adaptarse a su entorno y posee herramientas biológicas integradas a su cuerpo que le permiten reaccionar ante problemas y eventos del ambiente; estos medios son los sentidos y son la capacidad para percibir estímulos internos y externos mediante el empleo de órganos específicos; así contamos con el olfato considerado como un sentido químico ya que cuenta con receptores celulares específicos que detectan las sustancias químicas integradas en un aroma u olor; es importante mencionar que: “El sentido del olfato es 10,000 veces más sensible que cualquier otro de nuestros sentidos y reconoce los olores inmediatamente llevándolos directamente al cerebro.” (Rodríguez-Gil, 2004)

El cuerpo humano emite gases particularmente vía aire exhalado y a través de la piel, estos compuestos, a menudo referidos como metabolitos orgánicos o biomarcadores, han llamado la atención de médicos, fisiólogos y cirujanos como herramientas potenciales para el diagnóstico clínico y monitorización terapéutica de enfermedades. Se han hecho múltiples estudios, donde se han distinguido entre sujetos con cáncer de pecho, pulmón, cáncer de colon y grupos de control sanos, basados en la detección de COV's en el aliento. La determinación de compuestos de bajo peso molecular en los sistemas biológicos como células, órganos y organismos es especialmente importante en estudios metabólicos; mediante la identificación y

cuantificación de compuestos orgánicos volátiles en el aliento humano es posible desarrollar herramientas de diagnóstico de enfermedades. (Rodas Sánchez, 2015)

La utilización del olfato para realizar diagnósticos es una práctica antigua en la medicina. El olor pútrido hepático de las hepatopatías crónicas y el hedor de las infecciones por anaerobios, son sólo dos ejemplos de diagnóstico olfativo, hecho de lado desde hace años debido a la aparición de nuevas técnicas de diagnóstico. Sin embargo, recientes avances en la detección, procesamiento y algoritmos de diagnóstico para señales químicas han permitido crear “narices electrónicas”, que pueden volver a dar importancia al olfato como herramienta de diagnóstico en medicina. (Fernández Amézaga, 2002)

El análisis de la respiración es actualmente un procedimiento de investigación, pero cada vez hay más pruebas que pueden tener un lugar importante en el diagnóstico enfermedades. Esto impulsará el desarrollo de analizadores más económicos y convenientes, que se pueden utilizar en hospitales, más tarde en entornos de práctica familiar y, finalmente, como dispositivos de monitorización personal. (Staples, 2007)

Una nariz electrónica es un instrumento que capaz de realizar análisis cualitativos y/o cuantitativos de una mezcla de gases, se basan su funcionamiento en una matriz de sensores, o por un espectrómetro de masas y también existen las que usan cromatografía de gases; en el caso de la matriz de sensores, la identificación de un olor depende en gran parte del tipo de sensor, ya que cada uno de ellos está caracterizado por su capacidad para responder a diferentes tipos de gases. Esta característica es la propiedad clave en la cual las narices electrónicas encuentran su principio de operación. (Moreno, La nariz electrónica: Estado del arte., 2009)

Todos los sistemas de nariz electrónica existentes en el mercado se conforman de 3 partes. La primera se enfoca en el sistema de toma de muestra. La segunda es el sistema de sensores que medirán las diferentes propiedades fisicoquímicas de los componentes del aroma, convirtiendo el olor en una señal medible. En la tercera etapa, un ordenador acoplado a una nariz electrónica se encarga de procesar la sustancia mediante técnicas químico-métricas, proporcionando un gráfico o característica que representa la huella digital de dicho olor. De esta manera, toma de muestra, conjunto de sensores y sistemas de tratamiento de datos serán las partes fundamentales de cualquier tipo de nariz electrónica. (Busto, 2011)

En el contexto del proceso de interacción persona - ordenador, la interfaz gráfica de usuario es el artefacto tecnológico de un sistema interactivo que posibilita, a través del uso y la representación del lenguaje visual, una interacción amigable con un sistema informático. La interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) es un tipo de interfaz de usuario que utiliza un conjunto de imágenes y objetos gráficos para representar la información y acciones disponibles en la interfaz. (Muñoz., 2009)

1.3. Justificación e importancia

En el sector de la salud el método de diagnóstico no invasivo ha cobrado importancia gracias a la evolución y desarrollo en las actuales tecnologías, creando nuevos dispositivos capaces de ser utilizados en la evaluación y detección de diferentes tipos de enfermedades, estos dispositivos al no ser invasivos pueden ser reutilizados en otros pacientes para el mismo tipo de análisis, lo que no es posible, por ejemplo, con las agujas que se utilizan para un examen de sangre o tomas de muestras con hisopos.

Los recientes avances de ingeniería electrónica en algoritmos de diagnóstico para señales químicas, detección y procesamiento, han permitido la creación de la “nariz electrónica”, siendo una alternativa de gran interés en el sector de la medicina, ya que permiten cuantificar y detectar compuestos químicos presentes en la fase gaseosa de la espiración humana. Por medio de esta investigación se pretende estudiar la técnica mencionada para la detección de enfermedades, con un dispositivo electrónico olfativo (nariz electrónica), a través de toma de muestras de aliento exhalado, ya que en estudios recientes se ha demostrado que los compuestos derivados de la espiración pueden proporcionar seguridad, sensibilidad y especificidad al igual que los estudios tradicionales, siendo una alternativa de gran interés para la detección temprana de enfermedades. La toma de estas muestras a manera de datos garantiza que el envío de la información desde la matriz de sensores hacia el software sea completo, preciso, seguro y consistente. Esto se logra a través de controles de validación de datos y reglas que comprueben la veracidad de estos a través de un software amigable donde su manipulación sea intuitiva tanto para el personal médico, como técnico.

Este estudio cuenta con un documento emitido por la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito que se anexa al final, en donde indica que se brindara las facilidades académicas y técnicas en el área médica para la correcta discriminación de participantes y muestras, en contraposición se propone el diseño e implementación de una nariz electrónica y el desarrollo de una interfaz gráfica que permita la visualización de datos a través de un software y posteriormente la validación de datos en personas clínicamente sanas.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar e implementar una nariz electrónica para detección de compuestos químicos (COVs) presentes en el aliento de seres humanos, en colaboración con la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco De Quito.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Investigar sobre los sensores detectores de gases y su uso en el campo de la biomedicina.
- Diseñar e implementar un dispositivo capaz de sensor y reconocer muestras de gases a partir del aire exhalado (nariz electrónica).
- Diseñar una interfaz gráfica que permita mostrar los valores de las muestras recogidas.
- Analizar los datos a través de análisis estadísticos, generando modelos discriminatorios de gases.
- Validar los datos obtenidos, mediante pruebas en personas clínicamente sanas.

1.5. Variables de Investigación

1.5.1. Variable Independiente

Sistema nariz electrónica.

1.5.2. Variable Dependiente

Identificación de la presencia de componentes químicos en el aire exhalado de participantes consideradas clínicamente sanas.

1.5.3. Hipótesis

¿El sistema que compone la nariz electrónica será capaz de procesar e identificar la presencia de componentes en el aire exhalado por personas consideradas clínicamente sanas?

1.6. Marco Teórico

1.6.1. El sistema respiratorio.

En el cuerpo existen ciertos órganos que funcionan de una forma conjunta para respirar constantemente, donde se consigue el oxígeno que necesitan absorber las células del organismo y expulsar el dióxido de carbono que es un gas tóxico generado durante la respiración celular. (Diario, 2017). Para Mena (1999) el aire que entra en el organismo llega al ventrículo izquierdo y allí se mezcla con la sangre que llega del ventrículo derecho a través de los músculos intercostales.

Para un mejor entendimiento sobre la anatomía del sistema respiratorio, éste se puede dividir en dos partes: el tracto respiratorio superior "S" (Nariz, boca y tráquea), el tracto respiratorio inferior "I" (Pulmones, alveolos y diafragma), como se observa en la Figura 1. (Sánchez, 2017)

Figura 1.

El sistema respiratorio



El proceso de intercambio de O₂ y CO₂ entre la sangre y la atmósfera, recibe el nombre de respiración externa, mientras que el proceso de intercambio de gases entre la sangre de los capilares y las células de los tejidos en donde se localizan esos capilares se llama respiración interna. (Sánchez, 2017)

1.6.2. El olfato humano

El olfato es uno de los cinco sentidos clásicos, que en realidad un fino sensor químico, el cual permite percibir los olores y también forma parte del aparato respiratorio y vocal. Cuando se inhala, las moléculas emitidas por una determinada sustancia viajan por el aire y llegan a las sensoriales olfativas, situadas en la parte superior de la nariz que son las responsables de reconocer el olor y hacer una conexión directa entre el mundo exterior y el cerebro (Alonso, 2017)

Parece existir un alto grado de correlación entre la estructura química de una sustancia y la respuesta olfatoria; en una serie de sustancias que poseen olores similares. Las de bajo peso molecular acostumbran tener un olor débil, poco característico y más bien desagradable (Bonadeo, 2005)

1.6.3. El aire exhalado.

El sistema respiratorio permite la circulación del aire (cerca de 13.000 litros se mueven diariamente por los pulmones) y el intercambio de gases. Desde los alveolos, el aire sale con menos oxígeno y lleno de dióxido de carbono. (Diario, 2017)

Al exhalar, el diafragma se mueve hacia arriba y los músculos de la pared torácica se relajan. Esto hace que la cavidad torácica se achique y empuje el aire hacia el exterior del aparato respiratorio a través de la nariz y la boca. (Hirsch, 2019)

Diferencia entre el aire exhalado mezclado y el aire exhalado final.

El aire exhalado mezclado es obtenido a través del proceso normal de la respiración. Éste constituye una mezcla entre la porción de aire alveolar y el aire procedente del volumen muerto del sistema respiratorio. Y el aire exhalado final es el que se obtiene al final de una exhalación profunda que refleja la fracción alveolar y esta fracción de aire será la de estudio. (Lucas, 2017)

Flujos espiratorios en el aire exhalado.

La tasa de flujo espiratorio máximo es una prueba que mide cuán rápido una persona puede exhalar. Esta prueba sirve para controlar el funcionamiento de los pulmones, en las evaluaciones del flujo espiratorio, los pacientes realizan una inspiración tan profunda como sea posible, con sus labios cerrados alrededor de una boquilla, y espiran con tanta fuerza y de una manera tan completa como puedan en un aparato que registra el volumen espirado. (Natalie Phillipsm, 2020)

Actualmente, existen dos tipos: los más comunes son el flujo laminar y el flujo turbulento, detallados a continuación:

Flujo laminar/unidireccional

Los flujos laminares estacionarios aparecen cuando, en cada punto de la trayectoria, todo pequeño volumen del fluido viaja siempre con la misma velocidad. Es decir, en el que las trayectorias de las partículas no cambian. El movimiento del fluido del aire exhalado es ordenado, estratificado, se mueve en láminas paralelas sin entremezclarse y cada partícula de fluido sigue una trayectoria suave, llamada línea de corriente. (Montilva, 2009)

Flujo turbulento

El aire exhalado mezclado es obtenido a través del proceso normal de la respiración. Éste constituye una mezcla entre la porción de aire alveolar y el aire procedente del volumen muerto del sistema respiratorio. Y el aire exhalado final es el que se obtiene al final de una exhalación profunda, cercana al CRF (capacidad residual funcional) y que refleja la fracción alveolar y esta fracción de aire será la de estudio. (Lucas, 2017)

1.6.4. *Compuestos orgánicos e inorgánicos*

Compuesto orgánico

Es todo aquel que tiene como base el carbono. Sus enlaces son covalentes, de carbono con carbono, o entre carbono e hidrógeno. Es sintetizado principalmente por seres vivos, sin embargo, también puede sintetizarse artificialmente. Los compuestos de este tipo constituyen la rama de la química orgánica, algunos de los ejemplos más comunes son azúcares, ácidos nucleicos, alcohol, madera, proteínas, lípidos, hemoglobina, metano. (7Graus, 2020)

Compuesto inorgánico

Es todo aquel que no tiene como principal elemento el carbono y en el que no ocurre un enlace covalente entre el carbono y el hidrógeno. El tipo de enlace más común en este compuesto es el iónico. Los compuestos de este tipo constituyen la rama de la química inorgánica, algunos de los ejemplos más comunes son amoníaco, agua, bicarbonato de sodio y dióxido de carbono. (7Graus, 2020)

Compuestos orgánicos volátiles.

Para Restrepo (2007) el término Compuestos Orgánicos Volátiles o COV hace referencia a disolventes y compuestos hidrocarbonados celular; son sustancias químicas caracterizadas por contener carbono y tener la propiedad de ser volátiles, es decir, de convertirse en vapor al contactar con la atmósfera.

El estudio de los COVs presentes en la respiración humana comenzó a adquirir protagonismo tras los primeros estudios realizados por Michael Phillips en el primer trimestre del año 2012, con repetidas mediciones, tanto en aire inspirado como en aire exhalado de voluntarios clínicamente sanos, como se observa en la Figura 2, los autores verificaron la procedencia de los COVs mediante un cálculo de polaridad del gradiente entre las concentraciones presentes en el aire inspirado y el exhalado (SIBILA, 2011)

Según Phillips (1994), aunque se han identificado más de 200 COVs en el aliento alveolar humano, sus orígenes todavía se desconocen. Se ha detectado COVs en el aliento exhalado, es decir, producto del metabolismo.

Figura 2.

Exhalación representada con elementos químicos vector



Hidrógeno y Dihidrógeno.

Para el Foro Nuclear (2020) es el elemento químico más ligero que existe, su átomo está formado por un protón y un electrón y es estable en forma de molécula diatómica (H_2). El hidrógeno (H) participa en muchos de los procesos del organismo, como en la digestión de los alimentos en el estómago. (WEARBEARD, 2019). Entre las funciones del hidrógeno en el cuerpo humano, la más importante es la de mantenerlo hidratado. Esto es posible gracias a que el agua se compone de dos enlaces de hidrógeno y uno de oxígeno (H_2O) que se encargan de ser absorbidos por las células del cuerpo (Jervis, 2018). El dihidrógeno constituye una importante herramienta diagnóstica en la práctica gastroenterológica y se generan en el lumen intestinal, por la fermentación bacteriana sobre los hidratos de carbono en el intestino grueso y delgado.

Metano.

Para AIDA (2020) el metano (CH_4) es un gas de efecto invernadero (GEI) que, además de agravar la crisis climática, deteriora la calidad del aire y con ello la salud humana. Es un gas simple, contiene un solo átomo de carbono con cuatro brazos de átomos de hidrógeno, una vez que se expulsa una molécula a la atmósfera, dura aproximadamente una década antes de que se apague. Eso es un problema en comparación con los siglos en los que una molécula de dióxido de carbono puede permanecer flotando sobre la superficie del planeta. (BORUNDA, 2019).

Amoniaco.

El amoniaco (NH_3) es una sustancia química corrosiva en forma de gas incoloro compuesta por la unión de nitrógeno e hidrógeno. Está presente en el agua, el aire y el suelo y también es producida por los seres vivos de forma natural en órganos, tejidos y a través de bacterias intestinales, la mayor parte de este gas se produce "en órganos y

tejidos, aunque cierta porción es producida por bacterias que habitan el interior de los intestinos". (Pixabay, 2018)

En el metabolismo, el amonio interviene en el riñón, músculo, intestino, hígado y cerebro. En el hígado juega un papel fundamental en la degradación del amonio a través del ciclo de la urea. (Esper, 2008)

Monóxido de carbono.

El monóxido de carbono (CO) es un gas incoloro, no irritante, inodoro e insípido que atraviesa con facilidad el sistema respiratorio, y que en función de su concentración en el aire ambiente y el tiempo de exposición puede llegar a ser mortal, se le conoce como "asesino silente" por sus características físico-químicas y capacidad tóxica. (Zaragozano, 2005)

La toxicidad del CO depende, de la capacidad que tiene esta molécula para unirse a los grupos que contienen algunas proteínas. Su interacción con dos de ellas reviste especial importancia desde el punto de vista fisiopatológico. (Oliu, 2010)

Ácido sulfhídrico.

El ácido sulfhídrico (H₂S), es un gas más pesado que el aire, inflamable, incoloro, tóxico y odorífero; en altas concentraciones puede ser venenoso. El ácido sulfhídrico ocurre en forma natural y como producto de actividades humanas. El H₂S es uno de los componentes principales en el ciclo natural del azufre. (ATSDR20, 2016)

El cuerpo fabrica pequeñas cantidades de ácido sulfhídrico, es producido por las bacterias que ocurren naturalmente en la boca y es en parte responsable del mal aliento. La degradación de proteínas que contienen azufre por bacterias en el tracto

gastrointestinal también produce ácido sulfhídrico. La población general puede estar expuesta a niveles bajos de ácido sulfhídrico como resultado de liberaciones accidentales o intencionales desde fábricas; perforación y refinación de gas natural; y de áreas de actividad geotérmica alta tales como aguas termales. (ATSDR20, 2016)

Dióxido de carbono.

El dióxido de carbono (CO₂) es un gas incoloro e inodoro compuesto por un átomo de carbono y dos de oxígeno en enlaces covalentes. El CO₂ no es realmente un tóxico, en el sentido de daño o envenenamiento por inhalación, ya que realmente es un gas que los seres vivos exhalan en su respiración. Se encuentra de forma natural en el aire ambiente en concentraciones que varían entre 300 ppm a 550 ppm dependiendo de si medimos en entornos rurales o urbanos. (Instituto para la Salud Geoambiental, 2020)

Tabla 1

Categorías del aire según los niveles de CO₂

Mala calidad del aire a partir de 1200 ppm	
Hasta 350 ppm	Calidad de aire interior alta
Entre 350 ppm y 500 ppm	Calidad de aire interior buena
Entre 500 ppm y 800 ppm	Calidad de aire interior moderada
Entre 800 ppm y 1200 ppm	Calidad de aire interior baja
Nivel superior a 1200 ppm	Calidad de aire interior mala

El CO₂ es un gran indicador de la calidad de aire, una de las medidas más eficaces para prevenir situaciones de elevadas concentraciones de CO₂ en el ambiente interior

y, por tanto, una deficiente calidad del aire interior, será la de instalar medidores o sensores inteligentes que, conectados a un sistema de demanda controlada de ventilación, favorecen una atmósfera saludable y de elevado confort. (S & P, 2018)

1.6.5. Nariz electrónica

Los orígenes de la nariz electrónica se remontan a los años 60, cuando la compañía Bacharac Inc., construyó un dispositivo conocido con el nombre de Sniffer, el cual constaba de un solo sensor de gas. (Moreno, La Nariz Electrónica: Estado del Arte, 2009). Las narices electrónicas fueron desarrolladas en un comienzo para reemplazar a los paneles de expertos en la clasificación de aromas, debido a que estos se consideran costosos, difíciles de transportar, y algunas veces subjetivos, debido a que sus valoraciones se pueden ver afectadas por el cansancio, estado anímico, el clima y otros factores externos. (Moreno, La Nariz Electrónica: Estado del Arte, 2009)

La nariz electrónica es un instrumento de medida no invasivo que ofrece la ventaja de realizar un análisis y control sobre el estado actual de los alimentos sin destruir el producto final. Tiene la capacidad analítica que permite, en poco tiempo, detectar, comparar y clasificar los compuestos orgánicos volátiles de los alimentos, responsables de su olor y aroma, permitiendo la aplicación de esta tecnología en el control de la calidad alimentaria. (Manuel, 2014)

Como parte de su desarrollo se considera la cámara de sensores que permite obtener la huella olfativa de cada sensor, y dentro de esta se estudia un espacio de holgura el cual es el sobrante donde se pierde datos. Por consiguientes es esencial evitarlos a fin de mejorar la calidad y cantidad en la toma de muestras, ya que no se

perdería datos al ingreso de la nariz electrónica y reduciría el riesgo de daño en la cámara de sensores.

Sensores de humedad y temperatura.

El DHT11 es un sensor digital de temperatura y humedad relativa de bajo costo y fácil uso, este integra un sensor capacitivo de humedad y un termistor para medir el aire circundante, y muestra los datos mediante una señal digital en el pin de datos. Es posible utilizar el sensor con plataformas como Raspberry Pi, es muy sencillo tanto a nivel de software como hardware. El protocolo de comunicación entre el sensor y el microcontrolador emplea un único hilo o cable, la distancia máxima recomendable de longitud de cable es de 20m. (Naylamp Mechatronics SAC, 2021)

Sensores de gas.

Son dispositivos que indican la presencia de algún gas específico, miden la concentración de gas, son usados para prevenir la exposición a gases combustibles y gases tóxicos, recomendable utilizarlos en espacios confinados y pequeños debido a que su eficiencia es mayor, dependiendo de su modo de operación, existen dos grupos generales de sensores de gas: el primer grupo, los sensores que funcionan por medio de absorción, reacciones químicas y de contacto con el gas; el segundo grupo, los sensores que funcionan con base en emisiones infrarrojas o ultrasónicas. Por otro lado, también pueden agruparse de acuerdo al tipo de gas que detectan: los que detectan gases combustibles o los de detección de gases tóxicos. (330ohms, 2016)

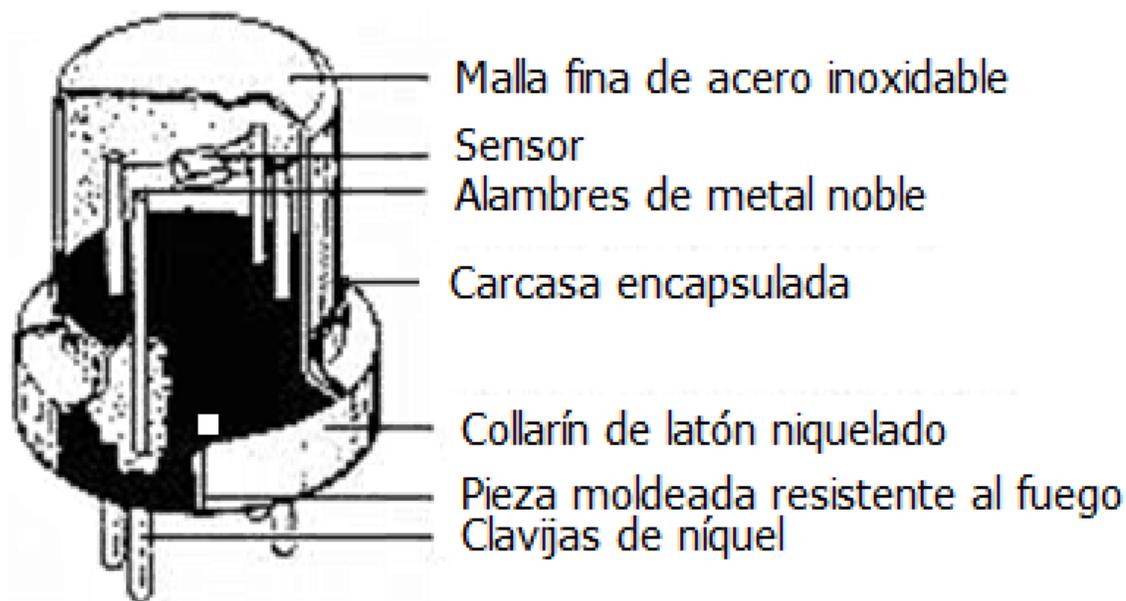
Se consideran como sensores detectores de gases normales a los gases que se encuentran comúnmente en el ambiente y los sensores detectores de gases especiales que detectan compuestos inusuales.

Para PCE Inst. (2020) los sensores de gas se diferencian según el gas a medir, la funcionalidad o según el tipo de pantalla, de forma que existen sensores con pantalla incorporada o sin pantalla.

La relación R_s/R_o significa la resistencia sensible en relación con la resistencia del aire, como se observa en la Figura 3.

Figura 3.

Partes del sensor de gas



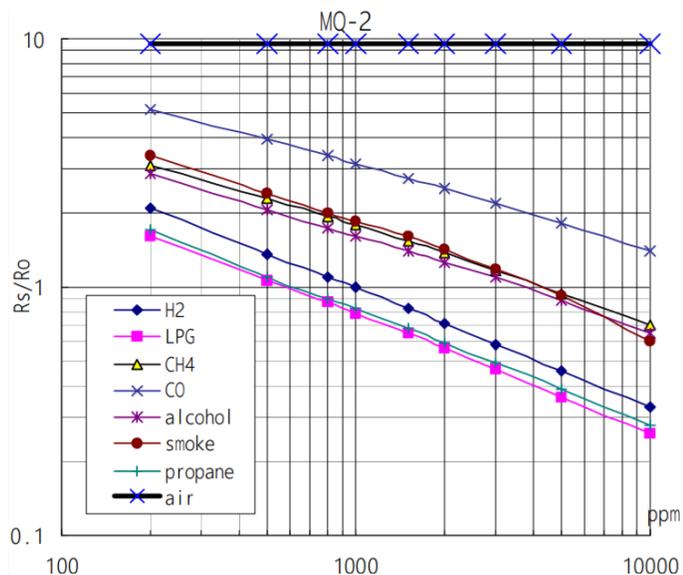
Sensor MQ-2.

El material sensible del sensor de gas MQ-2 es el SnO_2 . El sensor tiene una alta sensibilidad al GLP, al propano y también puede utilizarse para el metano y otros vapores combustibles, es de bajo costo y adecuado para diferentes aplicaciones.

(Rambabu, 2016)

Figura 4.

Características sensitivas del sensor MQ-2

**Tabla 2**

Características sensitivas del sensor MQ-2

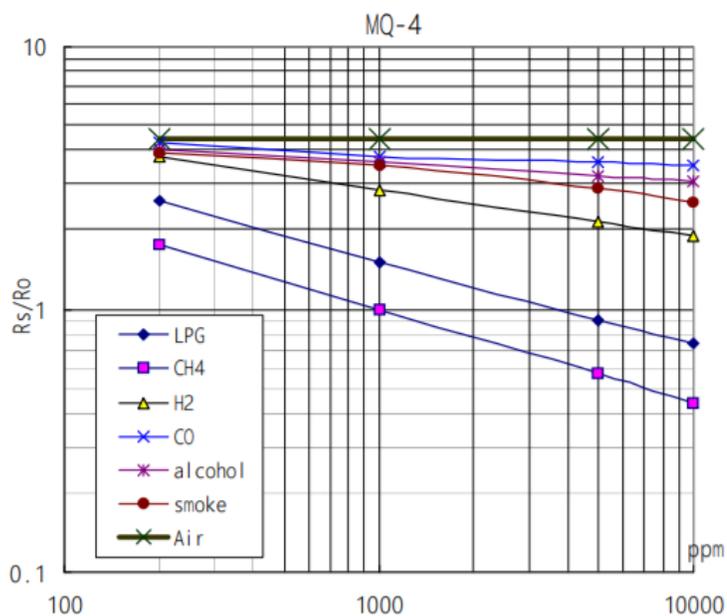
Características del sensor de gas MQ-2	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	$\leq 10s$
Resistencia de sensado	2K Ω -20K Ω (in 2000ppm propano)
Humedad	$\leq 95\%$ RH
Rango de detección	200ppm-5000ppm GLP y propano
Temperatura de trabajo	-20 °C ~ +55 °C

Sensor MQ-4.

El material sensible del sensor de gas MQ-4 es el SnO₂. El sensor tiene una alta sensibilidad al metano, y puede ser utilizado para detectar diferentes gases combustibles, es de bajo costo y adecuado para diferentes aplicaciones. (Sakayo, 2019)

Figura 5.

Características sensitivas del sensor MQ-4

**Tabla 3**

Características sensitivas del sensor MQ-4.

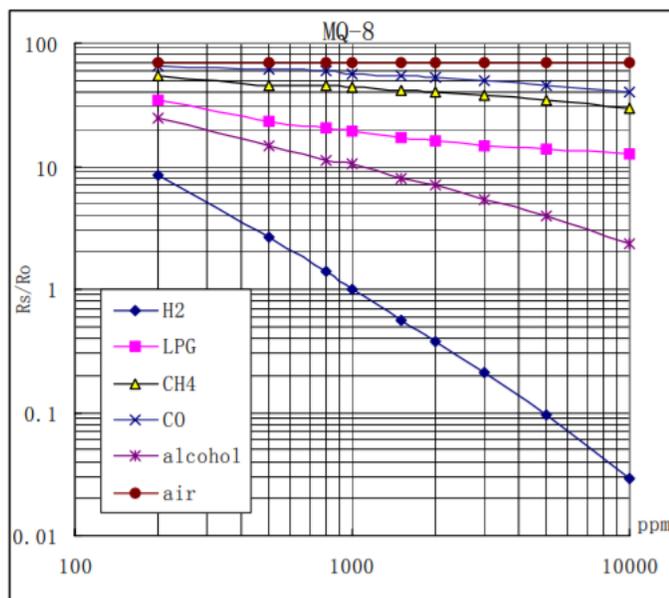
Características del sensor de gas MQ-4	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	≤ 10s
Resistencia de sensado	Rs 2KΩ-20KΩ(in 5000ppm CH ₄)
Humedad	65%±5%RH
Rango de detección	200-10000ppm CH ₄
Temperatura de trabajo	-20 °C ~ +50 °C

Sensor MQ-8.

El material sensible del sensor de gas MQ8 es el SnO₂. Cuando en el ambiente existe gas inflamable, hay mayor concentración en el aumento del aire, el sensor tiene una alta sensibilidad al hidrogeno. (HANWEI ELETRONICS CO.,LTD, 2020)

Figura 6.

Características sensitivas del sensor MQ-8

**Tabla 4**

Características sensitivas del sensor MQ-8

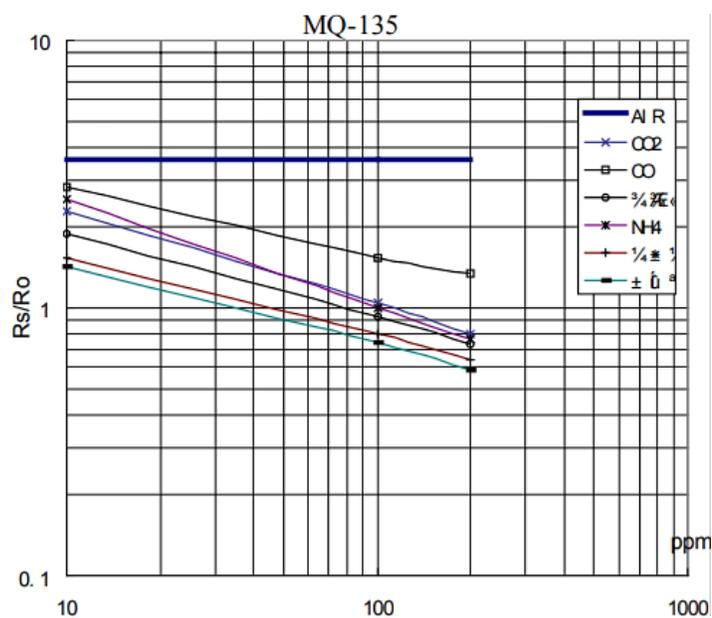
Características del sensor de gas MQ-8	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	≤ 10s
Resistencia de sensado	100-10000ppm Hydrogen (H2)
Humedad	65%±5%
Rango de detección	10ppm-1000ppm
Temperatura de trabajo	20°C±2°C

Sensor MQ-135.

El material sensible del sensor de gas MQ135 es el SnO₂. El sensor tiene una alta sensibilidad al gas amoníaco de amoníaco, sulfuro, vapor de serie de benceno, también puede monitorear humo y otros gases tóxicos. (Mathew, 2016)

Figura 7.

Características sensitivas del sensor MQ-135

**Tabla 5**

Características sensitivas del sensor MQ-135

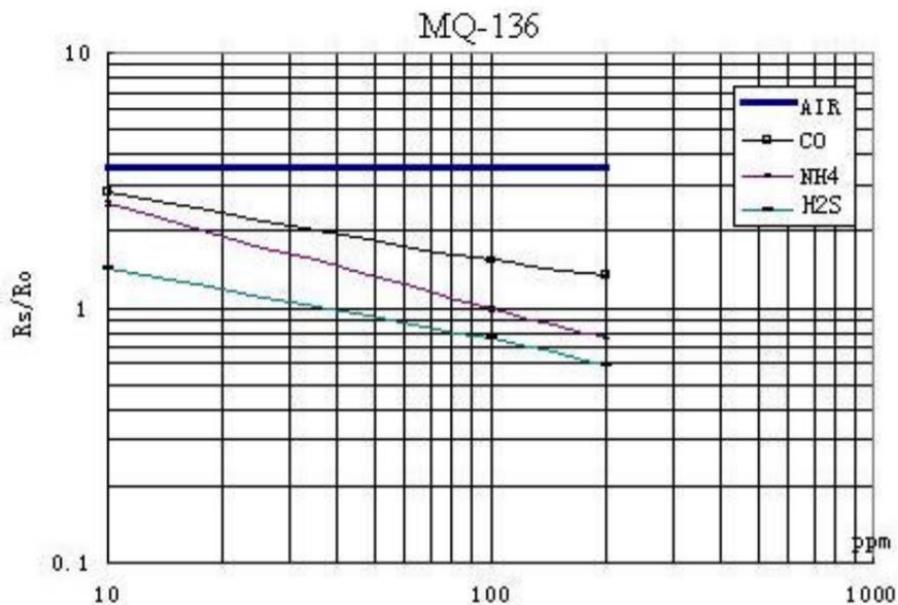
Características del sensor de gas MQ-135	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	≤ 10s
Resistencia de sensado	30KΩ-200KΩ (100ppm NH ₃)
Humedad	55%±5%RH
Rango de detección	10ppm-1000ppm
Temperatura de trabajo	20°C±2°C

Sensor MQ-136.

El material sensible del sensor de gas de MQ136 es el SnO₂, cuya conductividad es menor en el aire limpio, el sensor tiene una alta sensibilidad al gas H₂S, y también puede controlar el vapor orgánico, incluido el azufre. (Ghosh, 2012)

Figura 8.

Características sensitivas del sensor MQ-136

**Tabla 6**

Características sensitivas del sensor MQ-136

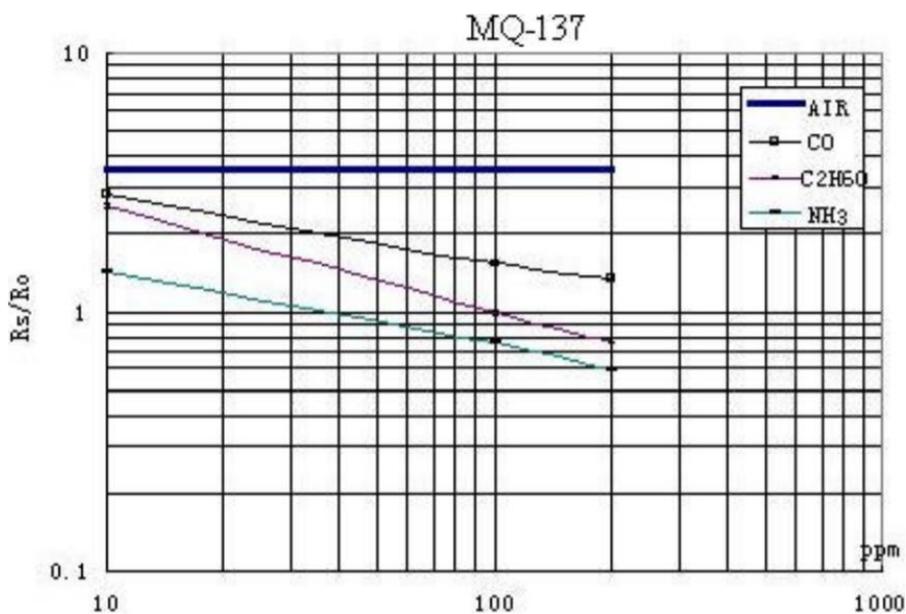
Características del sensor de gas MQ-136	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	$\leq 10s$
Resistencia de sensado	30K Ω -200K Ω (10ppm H ₂ S)
Humedad	65% \pm 5%
Rango de detección	1-100ppm H ₂ S
Temperatura de trabajo	20°C \pm 2°C

Sensor MQ-137.

El material sensible del sensor de gas MQ137 es el SnO₂. El sensor tiene una alta sensibilidad al gas NH₃; puede detectar tipos de gases, incluido el amoníaco. (Rivai, 2019)

Figura 9.

Características sensitivas del sensor MQ-137

**Tabla 7**

Características sensitivas del sensor MQ-137

Características del sensor de gas MQ-137	
Voltaje de Alimentación	5 VDC
Tiempo de Respuesta	≤ 10s
Resistencia de sensado	30KΩ-200KΩ (100ppm NH ₃)
Humedad	65%±5%
Rango de detección	5-200ppm NH ₃
Temperatura de trabajo	20°C±2°C

1.6.6. Raspberry PI 4

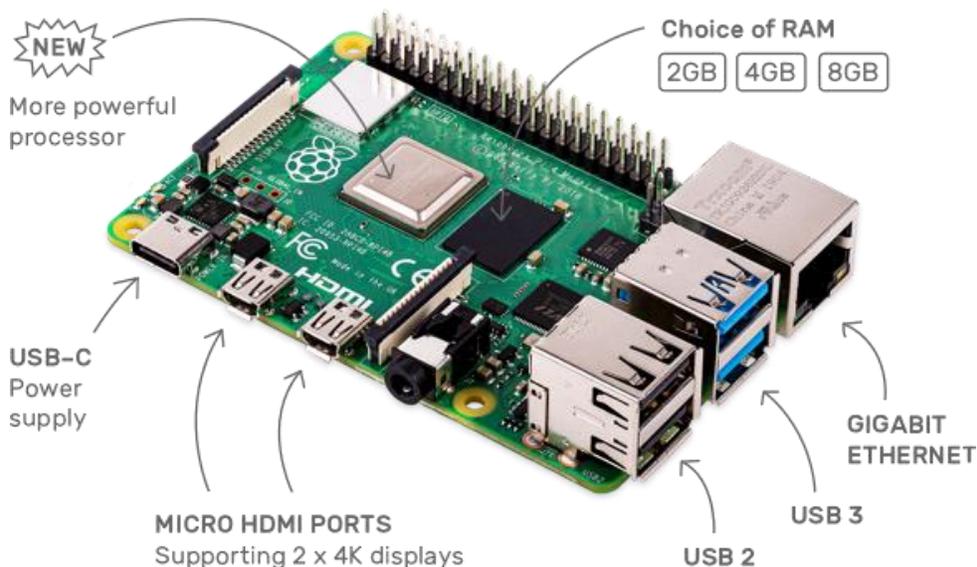
La Raspberry Pi es un mini ordenador de escritorio con tamaño de una tarjeta de crédito, para obtener un pequeño ordenador de escritorio completo y listo para utilizar, es necesario conectar un monitor, teclado, mouse y cargar el sistema operativo

Raspbian en una tarjeta MicroSD, la velocidad y el rendimiento de una Raspberry Pi 4 es superior en términos de eficiencia y energía. (Santana, 2019)

La Raspberry Pi tiene muchas de las características como pin-out para el GPIO de 40 pines, la conexión inalámbrica está disponible en la banda dual de 2.4 / 5.0 GHz y Bluetooth 5.0. Posee un conector USB tipo C para la alimentación, siendo importante la fuente de alimentación adecuada de al menos 3A, así como disipadores de calor y buena ventilación. (RAM, 2020)

Figura 10.

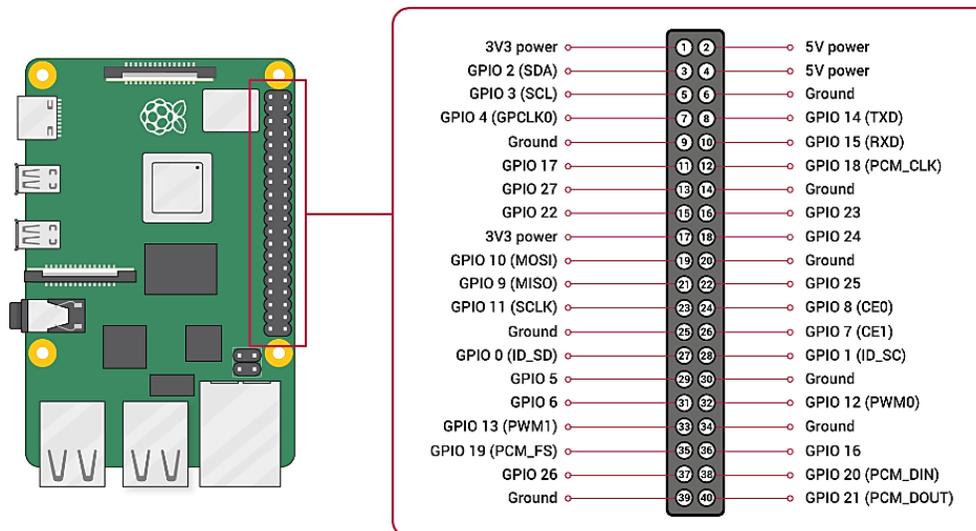
Partes de una Raspberry Pi 4



Los pines de Entrada/Salida de propósito general (GPIO), son pines que se pueden configurar para realizar distintas funciones, el usuario en tiempo de ejecución puede configurar estos pines GPIO para que hagan lo que él quiere. Se puede hacer de diferentes formas, como con ciertos códigos o scripts desde la consola o con el programa Python. (Isaac, 2020)

Figura 11.

Distribución de pines GPIO de una Raspberry Pi 4



Nota. Los pines GPIO normales se pueden programar mediante códigos.

Sistema Operativo de la Raspberry Pi 4

Raspbian es el sistema operativo por excelencia y casi por defecto para la Raspberry Pi; Por el número y tipo de herramientas que integra por defecto, es una distribución óptima para todo tipo de tareas, desde generales como específicas tipo programación; El sistema operativo Raspberry Pi es el sistema operativo recomendado para el uso normal en una Raspberry Pi. Para utilizar Raspbian se debe instalar el sistema con ayuda del instalador descargable de distribución para Raspberry Pi en una tarjeta SD, siendo el caso de Raspberry Pi Imager. (Santamaria, 2020)

1.6.7. Softwares

VNC

Virtual Network Computing (VNC es un software de código libre de tipo cliente servidor que permite ver la pantalla del ordenador servidor y controlarlo en uno o varios

ordenadores clientes sin importar que sistema operativo pueda ejecutar el cliente o el servidor, con VNC es posible conectar prácticamente desde cualquier dispositivo a cualquier otro que ejecute la aplicación servidor, que está disponible para Windows, macOS, Linux, Raspberry Pi, Solaris, HP-UX y AIX. (Soto, 2020)

VNC SERVER

VNC es un programa que permite tomar el control del ordenador servidor remotamente a través de un cliente multiplataforma. Una vez instalado VNC en el ordenador, es posible acceder a él desde cualquier parte del mundo a través de Internet y desde cualquier dispositivo, como ordenadores o smartphones. VNC ofrece clientes especialmente adaptados a todas las plataformas. (Real VNC, 2021)

VNC VIEWER

VNC Viewer es una herramienta que permite acceder remotamente a cualquier computadora. El programa sirve para ver el escritorio del ordenador remoto y a controlar su teclado y ratón, entre sus características encontramos la fácil de instalación, es un programa robusto, la visualización de buena calidad y la encriptación de extremo a extremo y es necesario tomar en cuenta que prefiere la WAN. (Softonic, 2021)

NODE RED

Node-RED es una herramienta de programación para conectar dispositivos de hardware, API y servicios en línea de formas nuevas e interesantes, proporciona un editor basado en navegador que facilita la interconexión de flujos utilizando la amplia gama de nodos de la paleta que se pueden implementar en su tiempo de ejecución con un solo clic. Node-RED proporciona un editor de flujo (Flow) basado en navegador que facilita la conexión de flujos utilizando la amplia gama de nodos de la paleta. Luego, los

flujos se pueden implementar en el tiempo de ejecución con un solo clic. (Node-RED, 2021)

Node-RED nació a principios de 2013 como un proyecto paralelo de Nick O'Leary y Dave Conway-Jones del grupo de Servicios de Tecnología Emergente de IBM. Se convirtió rápidamente en una herramienta mucho más general que podía ampliarse fácilmente en cualquier dirección. (Node RED, 2021)

DASHBOARD

Como parte de su línea de trabajo se establecen los flujos y entre ellos el diseño de la Dashboard que se considera como una cuadrícula y cada elemento del grupo tiene un ancho: de forma predeterminada, 6 'unidades'. Cada widget del grupo también tiene un ancho: de forma predeterminada, lo que significa que ocupará el ancho del grupo en el que se encuentra, puede establecerlo en un número fijo de unidades. El algoritmo de diseño del tablero siempre trata de colocar elementos tan altos y a la izquierda como sea posible dentro de su contenedor; esto se aplica a cómo se posicionan los grupos en la página y como a cómo se colocan los widgets en un grupo. (Node RED, 2021). Para (Node-RED, 2021) Dashboard NO admite múltiples usuarios individuales. Es una vista del estado del flow subyacente de Node-RED, que en sí mismo es de un solo usuario. Si el estado del flow cambia, todos los clientes serán notificados de ese cambio.

Tabla 8*Elementos que conforman un Dashboard*

ELEMENTOS DE UN DASHBOARD	
Datos	Se trata de prestar atención tanto a lo que se está viendo, cómo a la manera en que lo está viendo.
Acceso basado en la nube	Una herramienta basada en la web que permite acceder a fuentes de datos desde cualquier lugar y momento
Adapta a dispositivos móviles	Es necesario tener accesibilidad al tablero a través de diversos dispositivos móviles, y la experiencia en cada uno de ellos debe ser igual al verlo en una pantalla
Datos en tiempo real	La información es actualizada en tiempo real.
Interfaz fácil de usar	La interacción se vuelve más literal y menos conceptual, facilitando la adopción por parte del usuario.
Temas de gráficos predefinidos	Asegurar de que la solución tenga temas predefinidos, así como la opción de crear los propios.
Imágenes	Se pueden incluir imágenes logotipos, fotos, íconos, fotografías y controla el tamaño de la pantalla/ventana.
Filtros	Los filtros ayudan a los usuarios a responder a las preguntas.

PYTHON

El software libre se ha convertido en uno de los movimientos tecnológicos de mayor auge en el siglo XXI. Para su desarrollo ha sido necesario contar con un grupo de herramientas que hagan óptima su utilización y sean fáciles de aprender. Python es un lenguaje de programación que cumple con lo planteado y es una opción recomendada

para el desarrollo de software libre; cuenta con facilidades para la programación orientada a objetos, imperativa y funcional, por lo que se considera un lenguaje multi-paradigmas. (Challenger-Pérez, 2014)

MICROSOFT EXCEL

Microsoft Excel es el programa de software de hoja de cálculo líder del sector, una potente herramienta de visualización y análisis de datos. Es un programa de software creado por Microsoft que utiliza hojas de cálculo para organizar números y datos con fórmulas y funciones. El análisis de Excel es omnipresente en todo el mundo y lo utilizan empresas de todos los tamaños para realizar análisis financieros. Excel se suele utilizar para organizar datos y realizar análisis financieros. Se utiliza en todas las funciones empresariales y en empresas que van desde las pequeñas a las grandes. (Microsoft, 2021)

WEB PLOT DIGITIZER

El Web Plot Digitizer (WPD) extrae datos numéricos de imágenes de gráficos, es una herramienta basada en la web para extraer datos numéricos de imágenes de gráficos o mapas. También incluye herramientas sencillas de medición de distancias y ángulos. Admite gráficos XY, gráficos de barras, gráficos polares, diagramas ternarios y mapas. Los algoritmos de extracción automática facilitan la extracción de un gran número de puntos de datos de forma rápida y precisa. También permite compartir datos con Plotly para su visualización. (Ankit Rohatgi, 2021)

IOT

Internet cambia y evoluciona continuamente, la principal forma de comunicación de Internet actual es humano-humano. El Internet de las cosas (IoT) puede considerarse como la evaluación futura de Internet que se da cuenta de máquina a máquina (M2M) aprendizaje. Por lo tanto, IoT proporciona conectividad para todos y todo. IoT incorpora algo de inteligencia en los objetos conectados a Internet para comunicarse, intercambiar información, tomar decisiones, invocar acciones y brindar servicios asombrosos. El IoT está aumentando popularidad para la academia, la industria y el gobierno que tiene el potencial de aportar importantes beneficios personales, profesionales y beneficios económicos. (Khan, 2012)

MY SQL

Las bases de datos son parte de la vida cotidiana, generalmente sin su conocimiento. Desde aplicaciones obvias (como bases de datos de clientes para compañías de seguros) hasta usos no tan obvios (como almacenar imágenes reales dentro de una base de datos para su reconocimiento), el uso de la base de datos es omnipresente y creciente, echar un vistazo a la información almacenada en algunas bases de datos "cotidianas" puede servir como ejemplo de los diferentes tipos de información que cada uno recopila, rastrea y, a veces, almacena. (B., 2001)

1.6.8. *Micro controlador*

Los microcontroladores son circuitos integrados capaces de realizar operaciones matemáticas complejas a gran velocidad, en los que se pueden grabar instrucciones, las cuales se escriben con el lenguaje de programación utilizables en el entorno Arduino IDE. Estas instrucciones permiten crear programas que interactúan con los circuitos de la placa. El microcontrolador de Arduino posee lo que se llama una interfaz de entrada,

que es una conexión en la que podemos conectar en la placa diferentes tipos de periféricos. La información de estos periféricos que se conecten- se trasladará al microcontrolador, el cual se encargará de procesar los datos que le lleguen a través de ellos. (FERNÁNDEZ, 2020)

Librerías

Para Ruiz (2016) son programas realizados por terceros, que facilitan añadir nuevas funcionalidades a los programas de Arduino, generalmente, con nuevas instrucciones para poder utilizar nuevos componentes no standard en los montajes.

Entradas analógicas

Las entradas analógicas tienen correspondencia a los pines análogos (de A0 a A5), con valores de voltaje entre 0 y 5(V), con una resolución de 1024, capaz de detectar variaciones en el nivel de la señal de entrada de casi 5 mV, una entrada analógica proporciona una medición codificada en forma de un valor digital con un número N de bits. (LLAMAS, 2014)

1.6.9. Mascarillas de exhalación

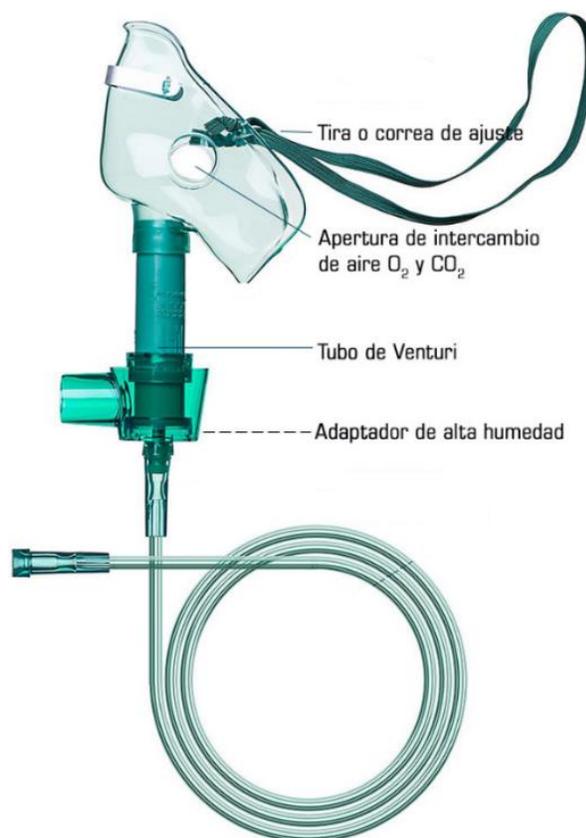
Mascarilla de Venturi.

Entre las características destacan el sistema que permite administrar una concentración exacta de oxígeno, se basan en el efecto Venturi por el cual cuando el flujo de oxígeno pasa por un orificio estrecho aumenta su velocidad arrastrando aire ambiente que se mezcla con el oxígeno, la entrada de aire depende de la velocidad del chorro de aire (flujo) y el tamaño de la apertura de la válvula, según ese tamaño se

consiguen distintas concentraciones de oxígeno desde el 24 al 50%, es el sistema más utilizado en el medio. (Villaescusa, 2014)

Figura 12.

Mascarilla tipo Venturi



Mascarilla con reservorio.

La mascarilla de oxígeno con reservorio es un dispositivo de plástico blando y transparente que cubre nariz y boca con reservorio que almacena el oxígeno que se suministra al paciente. Dentro de los sistemas de bajo flujo, es la que más concentración de oxígeno proporciona. Se trata de una mascarilla facial simple con una bolsa de reservorio en su extremo inferior. (Suministro y Distribuciones Ivan Quintanilla S.A., 2020)

Mascarilla de oxígeno.

La mascarilla de oxígeno tiene como finalidad la aplicación de oxigenoterapia, que consiste en mantener unos niveles de oxigenación adecuada. Es el sistema más usado para administrar oxígeno a bajos flujos, el aire inspirado se mezcla con el aire ambiente. La concentración última de oxígeno inspirado se determina por la velocidad de flujo del oxígeno que circula por la cánula y por la profundidad y la rapidez de la respiración del paciente (volumen minuto). (M.C.. Luna Paredesa, 2009)

1.6.10. Ensayos clínicos

Un ensayo clínico es toda investigación efectuada en seres humanos que se realiza antes de aprobar un nuevo estudio o fármaco para su empleo en la población general. Estos ensayos son necesarios para la autorización de procedimientos, métodos y medicamentos; la participación es voluntaria y está sometida a control y monitorización constante tanto por los profesionales encargados del desarrollo, como de las autoridades sanitarias pertinentes. El objetivo del ensayo clínico es evaluar el perfil de seguridad y eficacia de la investigación en las personas antes de ser aprobado. (MDS Salud, 2020)

En función de los objetivos se define la población a estudiar; debe guardar coherencia con la población a la que luego, se quiere estudiar. Por ello, se establecerán criterios de inclusión y exclusión de participantes. Además, se deberá hacer una selección de una muestra representativa, ya que es necesario saber el número mínimo de sujetos que se deben incluir para que el ensayo sea válido.

Los ensayos clínicos incluyen a personas afectadas de las enfermedades que son objeto de estudio, *aunque también pueden participar voluntarios sanos*. Es necesario

cumplir criterios, que incluyen la edad, sexo, etapa de la enfermedad, tratamientos seguidos anteriormente, etc... Los investigadores utilizan estos criterios para identificar a los participantes más adecuados. Por tanto, en función del tipo de ensayo y la fase, ofrecerán participar solo a unos pacientes y excluirá a otros en el llamado estudio piloto. (MDS Salud, 2020)

Estudio piloto médico.

Un estudio piloto es un estudio de investigación que se lleva a cabo antes del verdadero estudio. Los estudios piloto se ejecutan normalmente siguiendo los mismos pasos pensados para el estudio real, pero en una escala más pequeña, cuyo objetivo es detectar los posibles fallos o problemas del estudio. Aunque un estudio piloto no puede eliminar todos los errores sistemáticos o problemas inesperados, se reduce la probabilidad de errores que harían de la investigación una pérdida de esfuerzo, tiempo y dinero. (Clinic Cloud, 2015)

Población para análisis.

La tendencia a medir ha sido una constante en la historia de la humanidad, sin embargo, estas mediciones a toda una comunidad no siempre son posibles por su extensión, magnitud o complejidad logística, por lo tanto, se realiza un muestreo, de manera técnica y con poblaciones pequeñas de un universo, por consiguiente, es posible extraer conclusiones para extrapolarlas a la población general. Las ventajas de una muestra son claras en términos de dinero y tiempo. Algunas definiciones de términos que se emplean con frecuencia en el muestreo se muestran a continuación:

Población blanco: Es a la población a la cual se van a generalizar los resultados.

Población elegible: Es la población concreta al cual va dirigido el estudio, según parámetros seleccionados.

Población estudio: Es una parte de la población elegible disponible para el estudio.

Muestra: Es una parte definida de la población que permite inferir o extrapolar los resultados de las observaciones y mediciones de la población elegible según los criterios de inclusión y exclusión previamente seleccionados. Los criterios de inclusión son aquellos considerados importantes para el estudio y los de exclusión son las limitaciones de carácter ético, u otras que puedan hacer fallar la observación. (Heredia, 2020)

1.6.11. Métodos estadísticos de análisis

La estadística se ha convertido en una herramienta vital para poder apreciar, entender o aplicar; en las últimas décadas ha traído como consecuencia el florecimiento de una nueva tecnología que es en parte Matemática, en parte Estadística, en parte Ingeniería y en parte algo nuevo. Se ha denominado Investigación operativa y se puede definir como la aplicación de las técnicas científicas modernas a problemas que tratan de la operación de un sistema considerado en su conjunto. (Miller, 1973)

Los métodos estadísticos de análisis son procedimientos para manejar datos cuantitativos y cualitativos a través de técnicas de recolección, recuento, presentación, descripción y análisis, estos permiten comprobar hipótesis o establecer relaciones de causalidad en un determinado fenómeno. (CIMAT, 2021). En función de los datos se distinguen dos tipos de análisis a fin que cumplan los objetivos planteados:

Análisis descriptivo.

Es el más sencillo, tiene como fin describir un conjunto de datos, obteniendo así los parámetros que distinguen las características de un conjunto de datos. Los motivos para realizar este análisis son que permite conocer al detalle la información que se

posee y conocer la forma en la que se estructura la información. Se limita a realizar deducciones directamente a partir de los datos y parámetros obtenidos.

Análisis exploratorio.

Consiste en un conjunto de técnicas estadísticas cuya finalidad es conseguir un entendimiento básico de los datos, permitiendo detectar características sobresalientes, como inesperadas y valores atípicos. Este análisis debe ser la primera etapa de todo análisis de datos, para evitar que datos erróneos o inesperados sean procesados de modo inapropiado. Se apoya en un planteamiento descriptivo y se realiza sin aceptar ideas preconcebidas sobre el contenido de la información. La aplicación de este análisis permite estudiar la tendencia, distribución y forma de cada uno de los indicadores, estudiar la normalidad sobre un conjunto de señales y si este criterio no se cumpliera, este análisis orienta sobre el tipo de transformación que se debe someter a los datos.

Representación de los datos estadísticos.

Tiene como objetivo ofrecer una visión de conjunto del hecho sometido a investigación, de una manera más directa y perceptible que la mera presentación de los datos numéricos.

Grafica radial

Los gráficos radiales sirven para evaluar diferentes opciones en función de múltiples variables. Permiten mostrar una o más variables en un gráfico bidimensional; cada radio corresponde a una variable. (Support Google, 2021)

Mediana

La mediana es un valor numérico que separa la mitad superior de un conjunto de la mitad inferior. La mediana se utiliza generalmente para devolver la tendencia central en el caso de distribuciones numéricas sesgadas. (zendesk, 2021)

Cajas y bigotes

Un gráfico de cajas y bigotes muestra la distribución de datos en cuartiles, resaltando el promedio y los valores atípicos. Las cajas podrán tener líneas que se extienden verticalmente llamadas “bigotes”. Estas líneas indican la variabilidad fuera de los cuartiles superior e inferior y cualquier punto fuera de esas líneas o bigotes se considera un valor atípico. Los gráficos de cajas y bigotes se usan con más frecuencia en el análisis estadístico. (Support Google, 2021)

Campana de Gauss

La campana gaussiana visualiza la aleatoriedad aparente de un grupo de datos. El resultado es la representación gráfica de una distribución normal de un conjunto de datos.

1.6.12. Muestreo no probabilístico

Los diseños de muestreo no probabilísticas son aquellos en los que las unidades de análisis se recogen utilizando métodos en los que no interviene el azar, de modo que no es posible estimar la probabilidad que tiene cada elemento de ser incluido en la muestra y no todos los elementos tienen posibilidad de ser incluidos. (Martín, 2005)

Muestreo a criterio.

También llamado muestreo intencional, este muestreo se aplica a menudo cuando se desea tomar una muestra a un grupo de expertos seleccionados por el investigador. Este tipo de diseño de muestreo no ofrece ningún método externo y objetivo, para

valorar la idoneidad de los sujetos seleccionados; por otro lado, para el tamaño muestral es necesario buscar una fórmula que de un "número mágico" de sujetos que formen la muestra. (Martín, 2005)

Estandarización de las muestras.

La estandarización es un proceso riguroso que dependiendo de la técnica analítica a la que pertenezca el estudio, la cantidad de parámetros de estandarización, y de la logística empleada para su desarrollo, puede requerir de un tiempo más o menos considerable, la estandarización incluye los parámetros fundamentales para que un método analítico una vez montado pueda empezar a reportar datos con adecuado y comprobable grado de confianza.

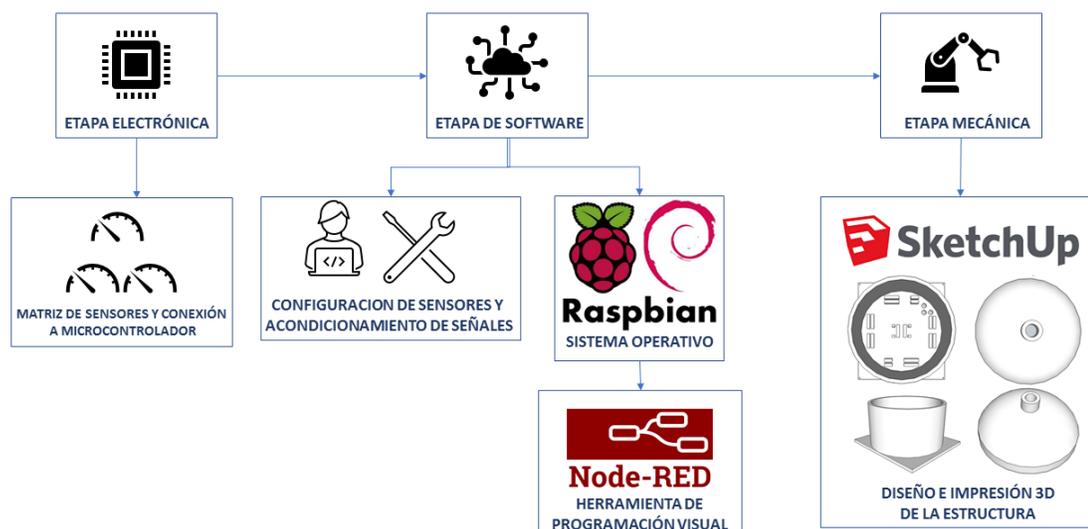
Capítulo II

2. Diseño e Implementación

En el presente capítulo se detalla metódicamente el proceso a seguir para el diseño de la nariz electrónica y la interfaz gráfica, como se observa en el esquema general de la Figura 13.

Figura 13.

Representación general de conexión.



2.1. Diseño.

Uno de los requisitos importantes para tener un buen diseño se detalla a continuación:

Definición de requisitos.

Antes de comenzar con el diseño de la Nariz electrónica, se determinó una serie de requisitos a cumplir, como es el caso de conexión a internet, fácil transporte, ajuste del valor de cada sensor para la toma de muestras y finalmente el dispositivo debe ser de

fácil manejo tanto para personal técnico como médico. Con el fin de cumplir con las características enunciadas, se determinó la siguiente lista de requisitos:

- De fácil manipulación tanto al personal médico como técnico, la nariz electrónica debe contar con botones indicadores que faciliten la correcta interacción entre los usuarios y el dispositivo, asegurando un adecuado empleo cada vez que este se utilice.
- Para ser transportable fácilmente, se toma en cuenta lo delicado del dispositivo (matriz de sensores, la tarjeta Raspberry Pi 4, etc.), se requiere de una cubierta protectora que tenga características de soporte de vibraciones y golpes, como es el caso de una caja de cartón cerrada que logre sostener 1kg y con dimensiones 10x20x30cm.
- Para estar operativo y funcional, la nariz electrónica debe tener conexión ininterrumpida a la fuente de alimentación alterna, un modem o router que permita conexión WIFI, y un cable HDMI para visualizar las muestras en una pantalla
- Para obtener mayor cantidad de muestras en la cámara de sensores, es necesario que la manguera que va de la mascarilla tipo Venturi hacia la entrada superior del dispositivo sea de máximo 40cm de largo, ya que permite la rápida dispersión del aire exhalado hacia a la matriz de sensores.
- Para que se distribuya el aire exhalado a través de la cámara que contiene los sensores, el diseño estructural debe ser tipo cónico u esférico, que permite que el aire llegue a cada sensor de forma uniforme.
- Para la limpieza y desinfección, la tapa del dispositivo debe colocarse y extraerse con facilidad, cambiar la tela protectora de gases (microfibra), ya que

evita caigan gotas de fluido que provienen de la exhalación a través de la manguera de la mascarilla de Venturi, y finalmente permite ventilar de manera adecuada los sensores, para asegurar una óptima toma de datos.

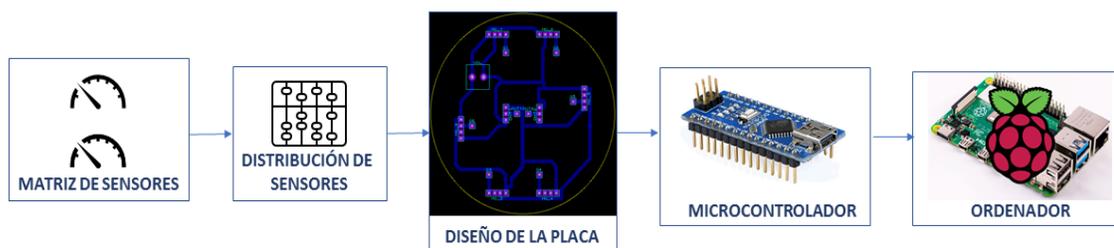
El mal uso de este equipo, sea en manipulación, en la toma de muestras o transporte incorrectos solamente puede dañar el equipo, mas no representa un nivel de riesgo para el paciente o peligro al ambiente hospitalario.

2.1.1. *Diseño electrónico.*

Una vez que se tiene los requisitos previamente establecidos y el objetivo principal, es indispensable que se desarrolle un proceso adecuado para el diseño electrónico de la nariz electrónica, como se puede observar en la Figura 14.

Figura 14.

Proceso para el diseño electrónico.



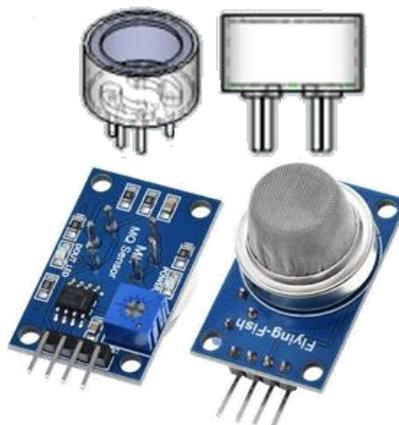
Matriz de sensores.

La selección de estos sensores se fundamenta en las características que permiten identificar y clasificar los compuestos químicos (COVs) presentes en el aliento exhalado por seres humanos, como es el caso de los gases elementales, gases puros y mixtos y gases tóxicos; para esta investigación se estudia los gases elementales son en su mayoría moléculas diatómicas como el Dihidrógeno; los gases puros y mixtos que incluye varias combinaciones de gases asfixiantes e irritantes como el Monóxido de

carbono, y los gases Tóxicos que son sustancias de comúnmente volubles y etéreos, que al interactuar con el cuerpo humano resulta irritante, dañina o en muchos casos letales como el Amonio. En el diseño se utilizará los sensores normales detectores de gas que son: sensor de gas Dihidrógeno “H₂” (MQ-2), sensor de gas Metano “CH₄” (MQ-4), sensor de gas Monóxido de carbono “CO” (MQ-8), sensor de gas Dióxido de carbono “CO₂” (MQ-135), como se observa en la Figura 15.

Figura 15.

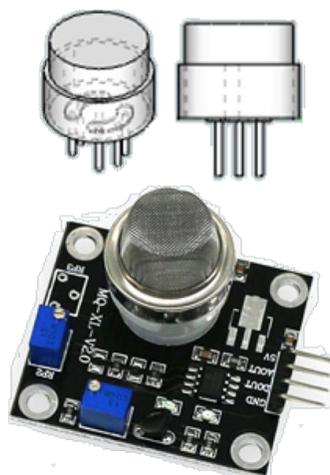
Vistas de los sensores normales de gas serie MQ.



Por otro lado, están los sensores especiales detectores de gas que son: sensor de gas Ácido sulfhídrico “H₂S” (MQ-136) y sensor de gas Amonio “NH₃” (MQ-137), como se observa en Figura 16.

Figura 16.

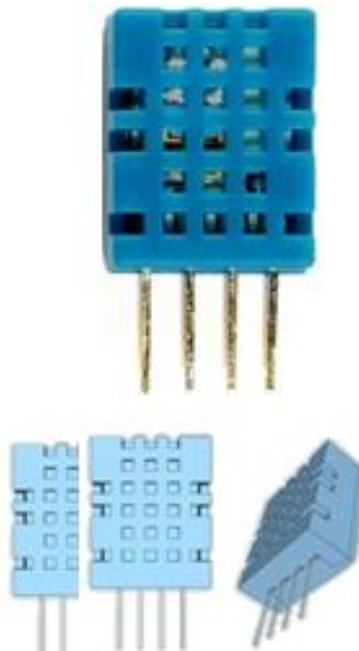
Vistas de los sensores especiales de gas serie MQ.



Finalmente, los sensores de humedad y temperatura DHT11, como se observa en la Figura 17.

Figura 17.

Vistas de los sensores de gas serie MQ y sensor DHT11.



Distribución de los sensores.

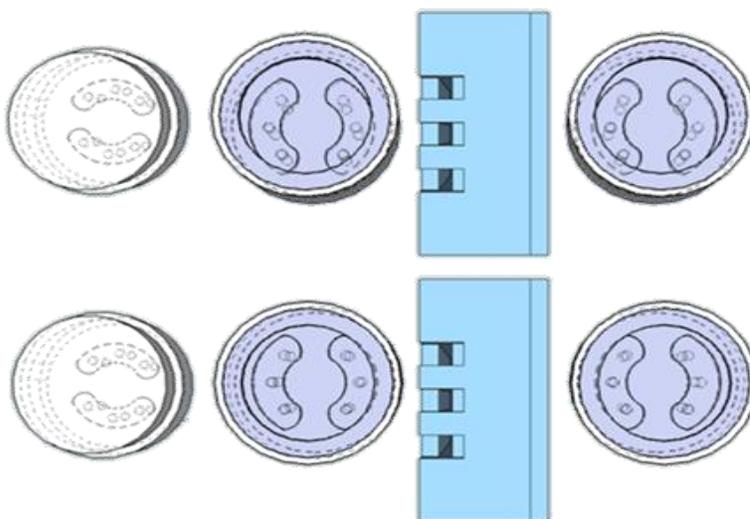
Una eficiente distribución de sensores permite obtener la mayor cantidad de muestras posibles, con una mínima pérdida de datos, los cuales no afectarían al

resultado final, para esto se realizaron varios diseños donde el ingreso de aire fue desde la parte superior, como se especifican a continuación:

Primer diseño. En esta propuesta se considera una disposición matricial (2x4), donde los sensores se colocan en dos filas y en cuatro columnas, priorizando a los sensores de gas especiales al inicio, los sensores de humedad y temperatura DHT11 al centro y los sensores de gases normales al final; como se observa en la Figura 18.

Figura 18.

Primer diseño.

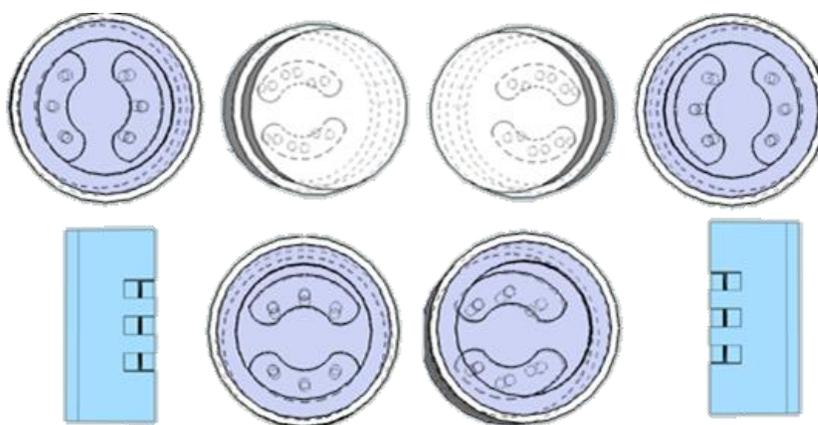


La desventaja de esta forma matricial, es el posicionamiento de los sensores, ya que están uno frente a otro, generando espacios de holgura entre los sensores especiales, esto indica que no llega la cantidad adecuada de aire exhalado por el paciente. Esta disposición de sensores presenta una baja sensibilidad traduciéndose esto en que los datos recolectados fueron muy bajos en relación con los sensores ubicados al centro de la matriz.

Segundo diseño, es muy similar al anterior, mantenía la estructura matricial (2x4), a pesar de mostrar mejores resultados, no fue lo suficiente para conseguir muestras fiables, ya que, a pesar de cambiar la posición de los sensores especiales con respecto al primer diseño, aun presentaba espacios de holgura, generándose el mismo problema del primer diseño, como se observa en la Figura 19.

Figura 19.

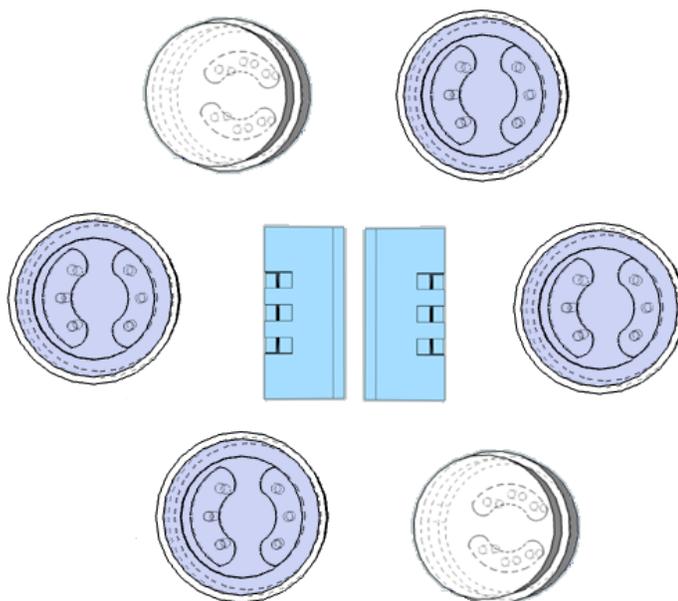
Segundo diseño.



En el tercer diseño, los sensores de gas se colocaron en la disposición de un hexágono regular, y en el centro de esta figura se ubicaron los sensores de humedad y temperatura, como se observa en la Figura 20.

Figura 20.

Tercer diseño.



Este diseño evidencio una mejora en la captación de aire exhalado, en comparación con los diseños anteriores, ya que al distribuir los sensores en esta figura hexagonal minimiza los espacios de holgura y por consiguiente hubo un aumento significativo en la toma de datos de la muestra y esta toma es independiente de la ubicación de los sensores de gases, y la única condición importante es que los sensores de temperatura y humedad siempre están en el centro.

Diseño de la placa de circuito impreso.

Una vez obtenida la distribución de la matriz de sensores, se procede a diseñar la placa de circuito impreso, para esto es importante tomar en cuenta el tamaño real del sensor, ya que los detectores de gases especiales tienen una mayor área en comparación a los otros sensores de gas, como se observa en la Figura 16. A continuación, en la Figura 20 se detalla el PCB de la placa y en la Figura 21 la visualización de la placa en 3D mostrados.

Figura 21.

PCB de los sensores de gas, temperatura y humedad.

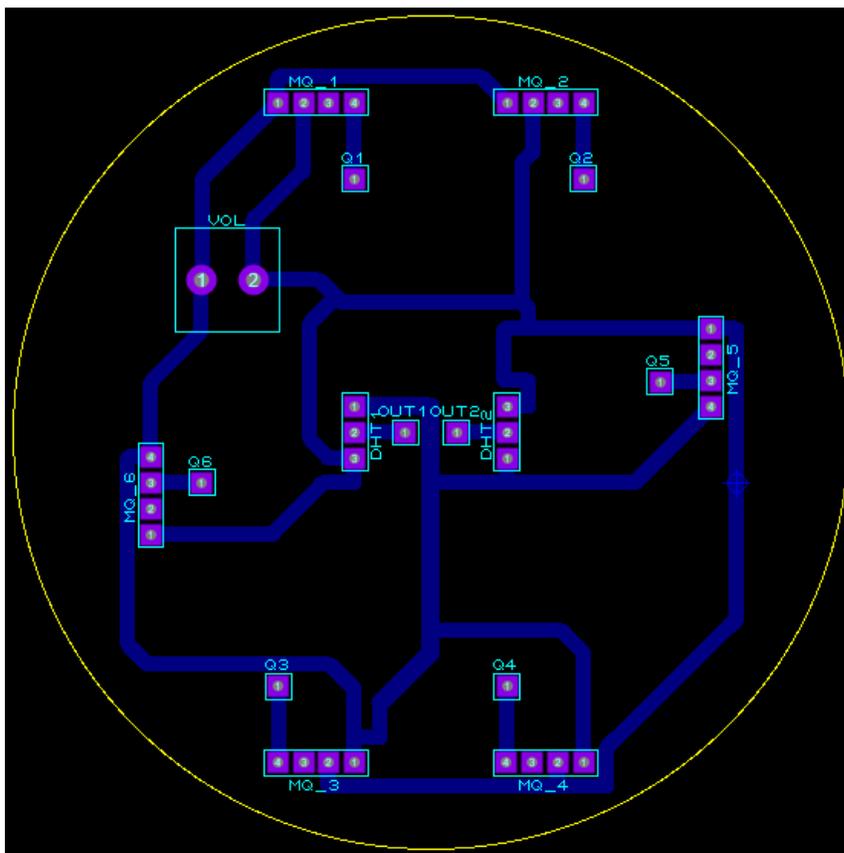
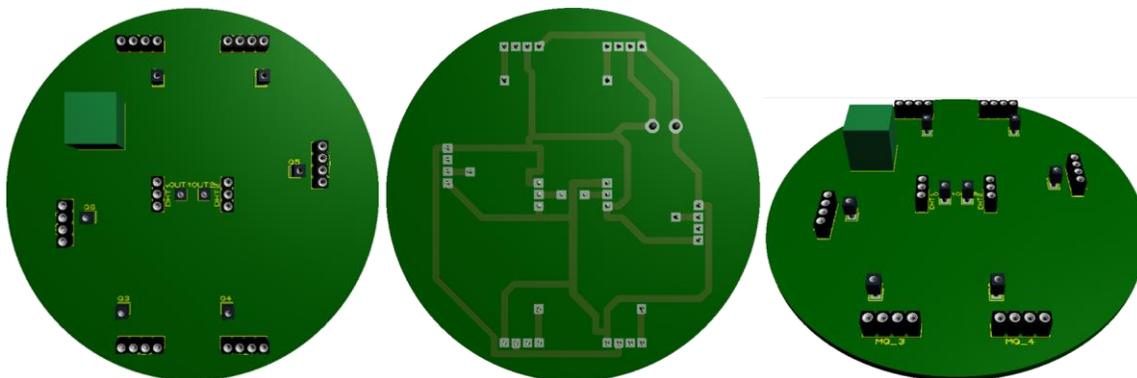


Figura 22.

Visualización en 3D de los sensores de la nariz electrónica.



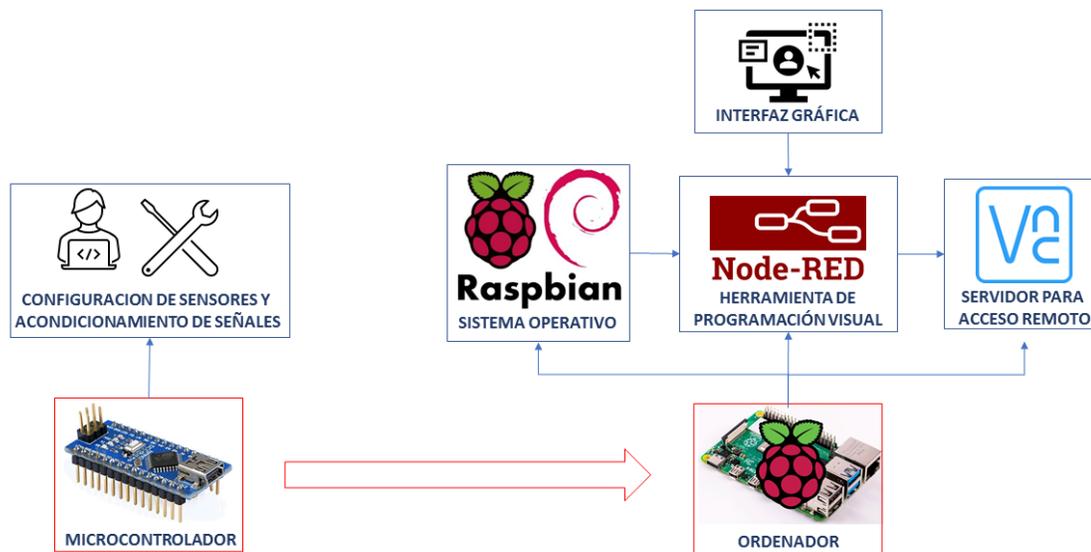
2.1.2. Diseño del software de la matriz de sensores.

Una vez realizado el diseño electrónico se procede a realizar el desarrollo de la interfaz gráfica. Previo al desarrollo de dicha interfaz se requiere del diseño del software

en donde se configura y acondiciona la señal receptada por cada sensor, como se detalla en la Figura 23.

Figura 23.

Proceso para el desarrollo de software de la Nariz electrónica.



Configuración de los sensores y acondicionamiento de la señal.

Para configurar los datos obtenidos por los sensores se utiliza dos tipos de tarjetas que son: Raspebrry Pi 4 y Arduino NANO. La Raspberry Pi 4 cuenta con 2 entradas análogas en la cuales se conectan los sensores de temperatura y humedad, y la tarjeta Arduino NANO cuenta con 6 entradas análogas donde se conectan los sensores detectores de gases.

Cada uno de estos sensores necesita ser acondicionado y configurado para encontrar su ecuación característica a fin de obtener resultados precisos, fiables y reproducibles. A continuación, se detalla sistemáticamente la metodología que se utiliza para encontrar dicha ecuación.

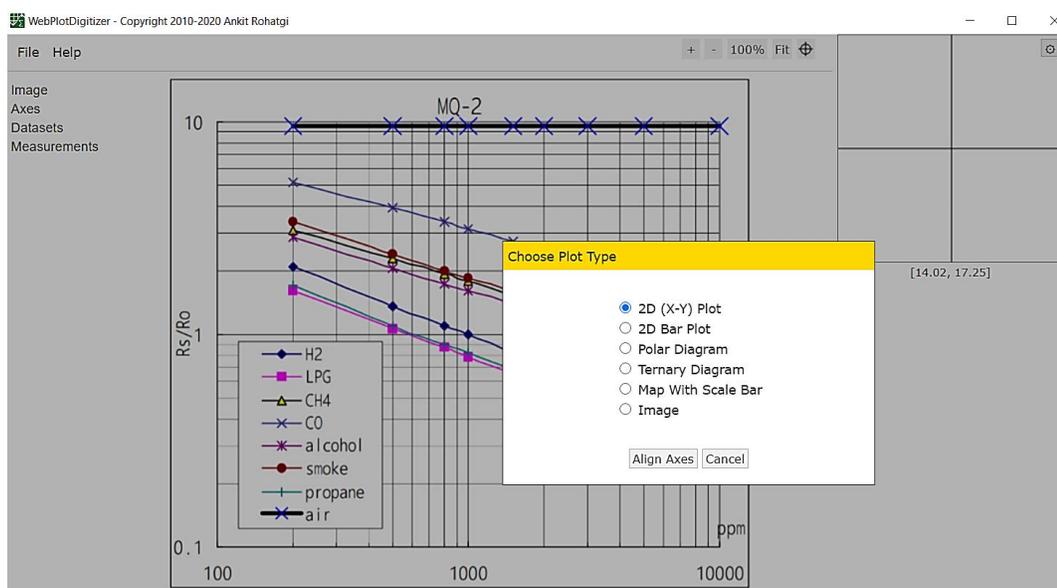
En primera instancia se requiere las curvas de características sensitivas que se encuentran en hoja de características dadas por el fabricante, una vez obtenidas estas, se utiliza el software WebPlotDigitizer (WPD), en donde se incorporan las figuras de características sensitivas a través de un procedimiento que es propio del software (se detalla en cada configuración del sensor), a fin de obtener los datos necesarios para cargarlos en el software Microsoft Excel y finalmente encontrar cada una de sus ecuaciones. En los próximos párrafos se detalla la configuración y acondicionamiento de los sensores utilizados en la nariz electrónica.

Configuración del sensor MQ-2.

Se comenzó a partir de la curva de características sensitivas (Figura 4), se carga esta figura en el software WPD y se selecciona en modo gráfica 2D (X-Y), como se observa en la Figura 24.

Figura 24.

Carga de la Figura 4 en el software WPD.



Seguido se eligen el tipo de gráfica, “figura 2D” y se coloca las escalas de los ejes X y Y respectivamente; además se selecciona escala logarítmica y se asume que los ejes se alinean con las coordenadas de la imagen, como se observa en la Figura 25.

Figura 25.

Reemplazo de la escala para sensor MQ-2.

X and Y Axes Calibration

Enter X-values of the two points clicked on X-axis and Y-values of the two points clicked on Y-axes

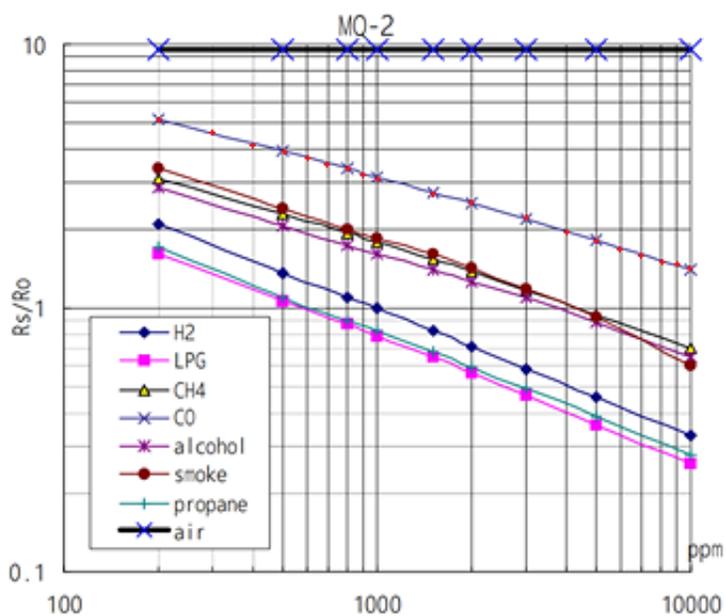
	Point 1	Point 2	Log Scale
X-Axis:	100	10000	<input checked="" type="checkbox"/>
Y-Axis:	0.1	10	<input checked="" type="checkbox"/>

Assume axes are perfectly aligned with image coordinates (skip rotation correction)

Se selecciona los puntos sobre la línea de tendencia para el gas que va a detectar el sensor MQ-2, como se observa en la Figura 26.

Figura 26.

Selección de los puntos para el sensor MQ-2.



Los puntos colocados sobre la línea de tendencia color rosa permiten obtener los datos necesarios del gas CO para cargarlos en el software Microsoft Excel y así obtener la ecuación característica. Los datos obtenidos son descargados como archivo .CSV como se ve en la Figura 27.

Figura 27.

Visualización de los datos.

Variables: X, Y

```

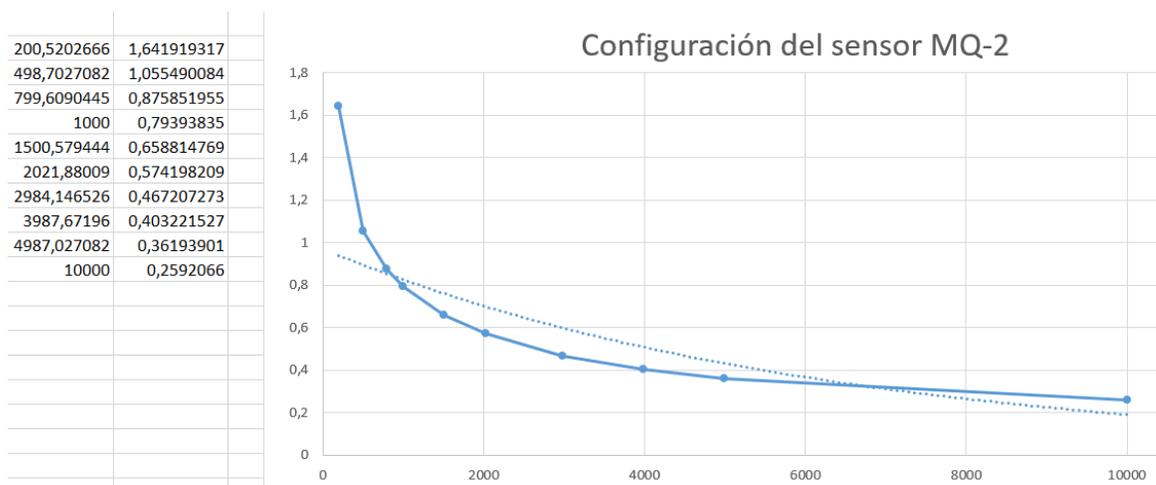
200,52026661264762; 1,6419193171805158
498,702708156546; 1,055490084439462
799,6090444938593; 0,8758519548438837
1000; 0,7939383499814043
1500,5794437383045; 0,6588147687110022
2021,8800900688097; 0,5741982091955568
2984,1465264156386; 0,4672072730840002
3987,671959555558; 0,40322152705264813
4987,02708156546; 0,3619390102583038
10000; 0,2592065999731564

```

En la gráfica de Excel de la Figura 28 se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-2 generada con la curva de calibración y los valores cargados del archivo .CSV; se define con el gráfico tipo dispersión que se utiliza para averiguar la intensidad de la relación entre las dos variables, así se definen para todos los gráficos.

Figura 28.

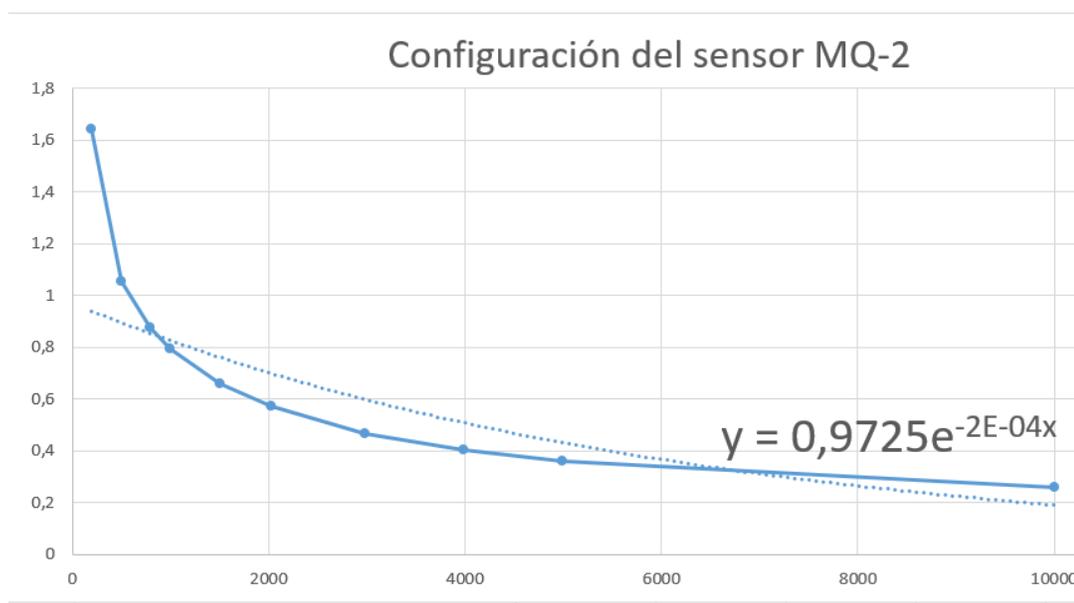
Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-2.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico como se muestra en la Figura 29, este procedimiento se realiza para obtener todas las ecuaciones.

Figura 29.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-2.



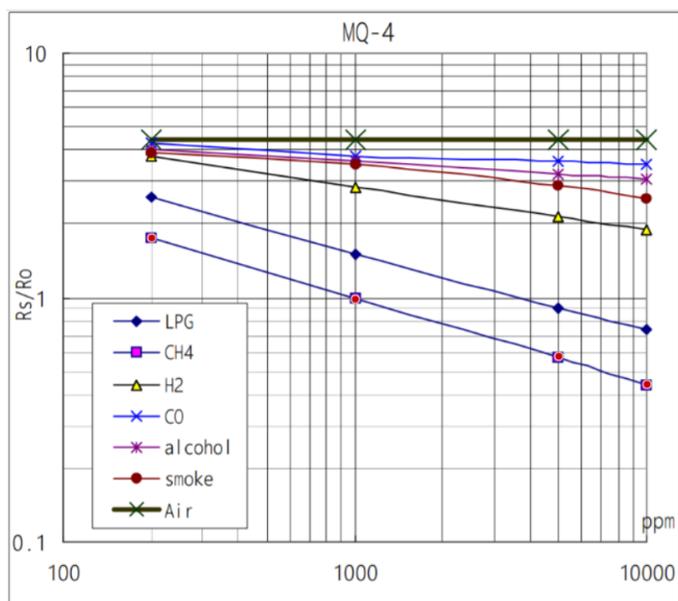
Este procedimiento se realizará para todos los sensores que están a continuación.

Configuración del sensor MQ-4.

El sensor tiene una alta sensibilidad al metano. Se comenzó a partir de la curva de características sensitivas de la Figura 5, cargando en el software WPD la imagen y seleccionando en modo gráfica 2D (X-Y); Al igual que en la Figura 24 para la calibración del sensor MQ-2, se eligen los ejes X y Y, y se coloca la escala a la que se encuentre cada uno, seleccionando escala logarítmica y asumiendo que los ejes están perfectamente alineados con las coordenadas de la imagen. Para el sensor de gas MQ-4 se seleccionó los puntos sobre la línea de tendencia para el gas CH₄, como se puede observar en la Figura 30.

Figura 30.

Selección de los puntos para el gas CH₄ con el sensor MQ-4.

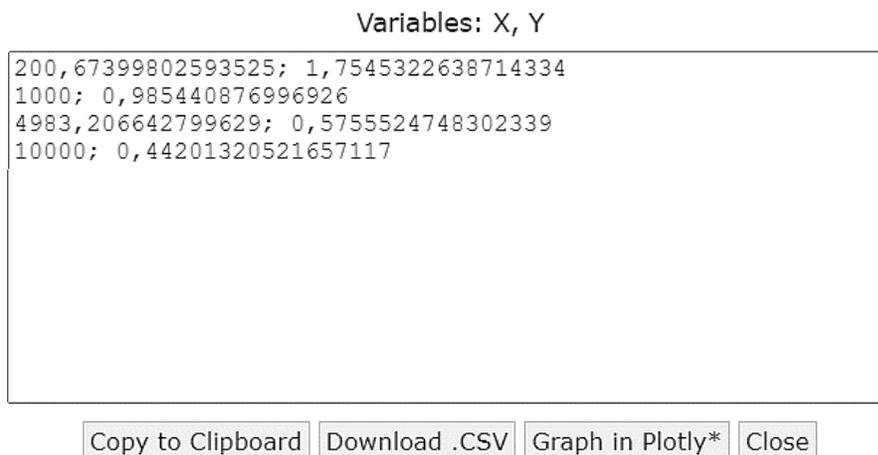


Nota. Los puntos se colocan sobre la línea de tendencia color azul y cuadrados rosa.

Se visualiza los datos obtenidos, siendo posible descárgalos como archivo .CSV compatible como Microsoft Excel, como se puede observar en la Figura 31.

Figura 31.

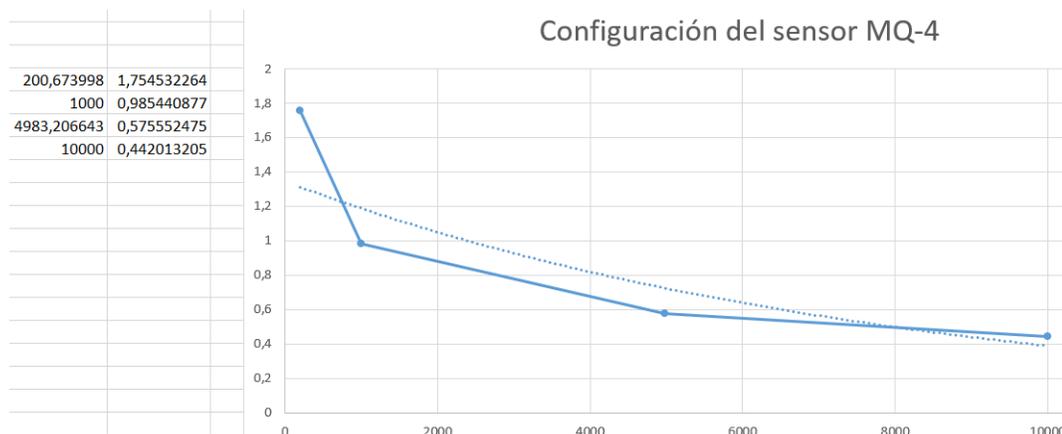
Visualización de los datos.



En Excel se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-4 generada desde la curva de calibración con los valores cargados del archivo .CSV; por un gráfico tipo dispersión, como se puede observar en la Figura 32.

Figura 32.

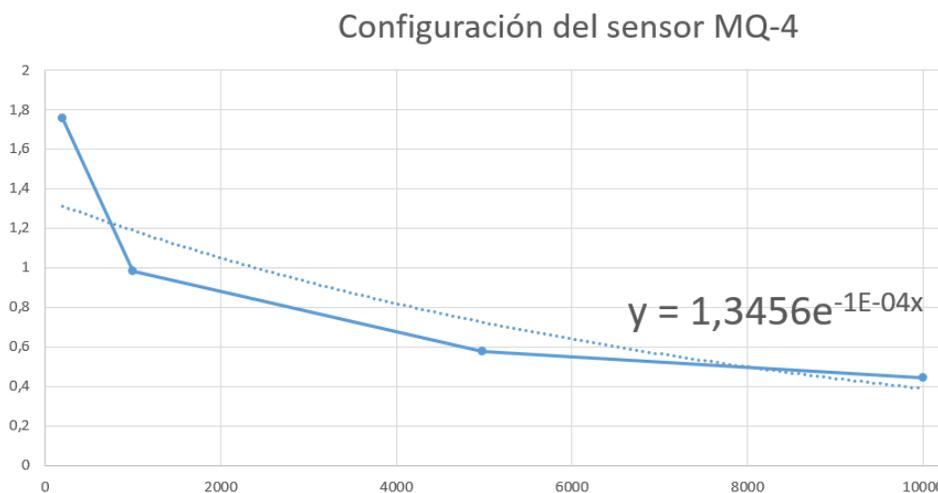
Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-4.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico de la Figura 33.

Figura 33.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-4.

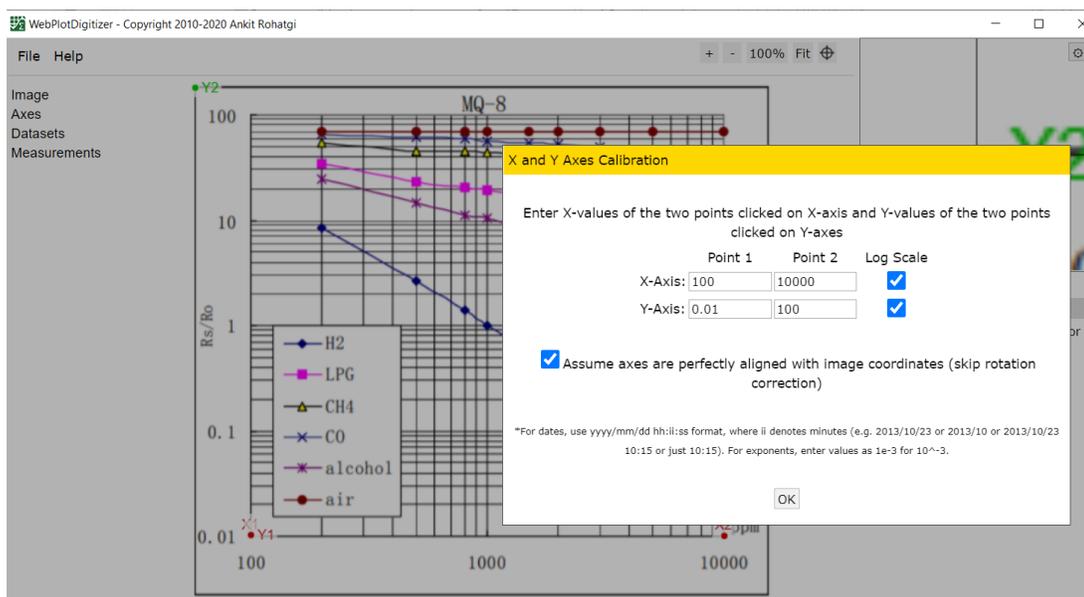


Configuración del sensor MQ-8

El sensor tiene una alta sensibilidad al hidrogeno. Se comenzó a partir de la curva de características sensitivas de la Figura 6, cargando en el software WPD la imagen y seleccionando en modo gráfica 2D (X-Y); en este sensor cambian las escalas como se muestran en la Figura 34.

Figura 34.

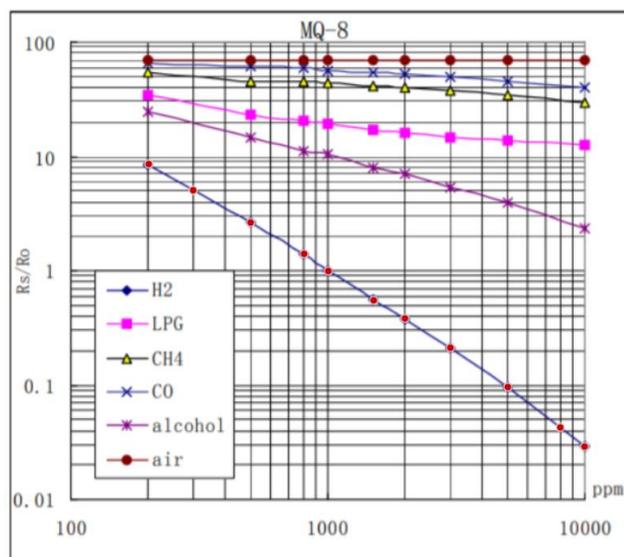
Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-8.



Se eligen los ejes X y Y, y se coloca la escala a la que se encuentre cada uno, seleccionando escala logarítmica y asumiendo que los ejes están perfectamente alineados, para que se establezca al momento de seleccionar los puntos. Para el sensor MQ-8 se seleccionó los puntos sobre la línea de tendencia para el gas H2, como se puede observar en la Figura 35.

Figura 35.

Selección de los puntos para el gas H2 con el sensor MQ-8.

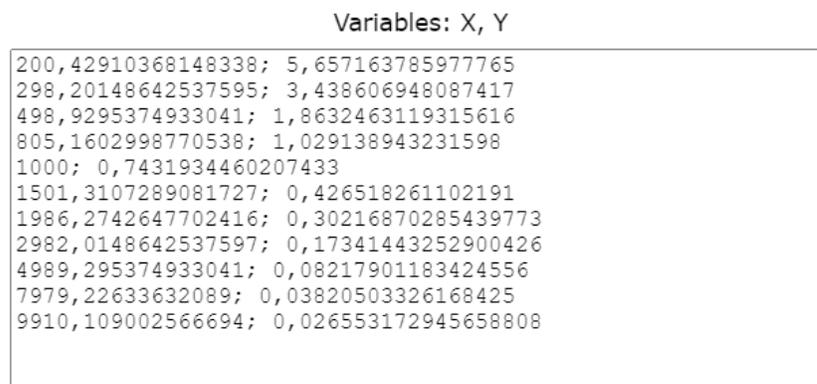


Nota. Los puntos se colocan sobre la línea de tendencia color azul y rombos.

Se visualiza los datos obtenidos siendo posible descárgalos como archivo .CSV compatible como Microsoft Excel, como se puede observar en la Figura 36.

Figura 36.

Visualización de los datos del sensor MQ-8.

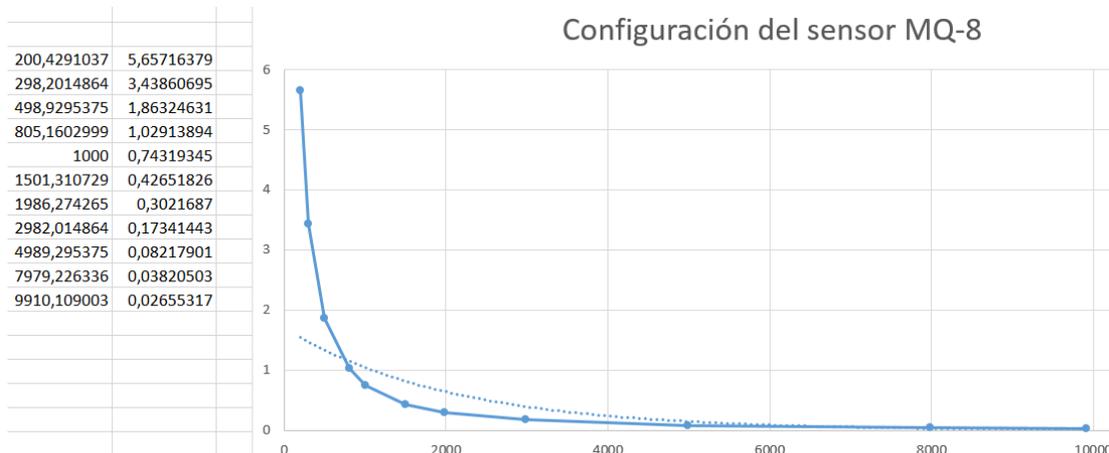


Copy to Clipboard Download .CSV Graph in Plotly* Close

En Excel se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-8 generada desde la curva de calibración con los valores cargados del archivo .CSV; por un gráfico tipo dispersión, como se puede observar en la Figura 37.

Figura 37.

Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-8.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico de la Figura 38.

Figura 38.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-8.

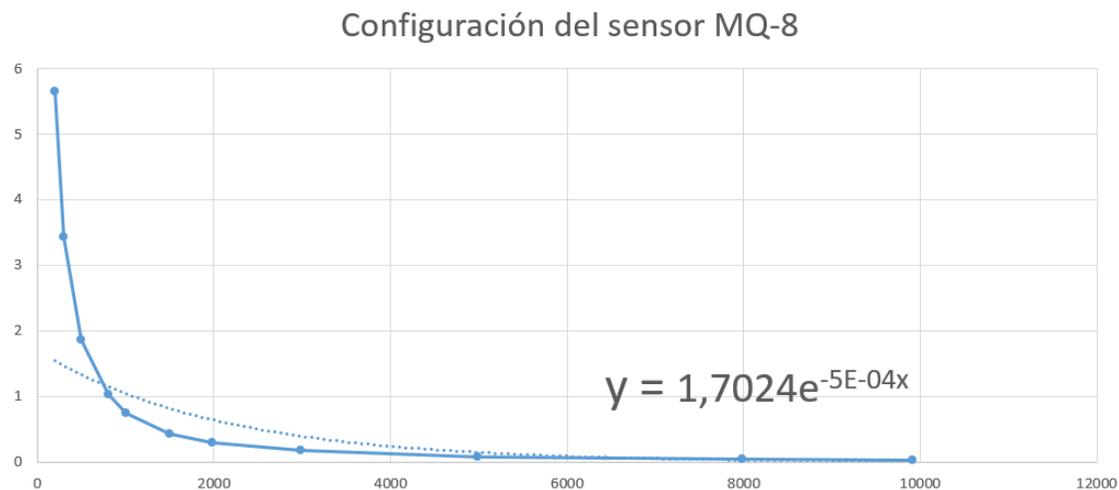
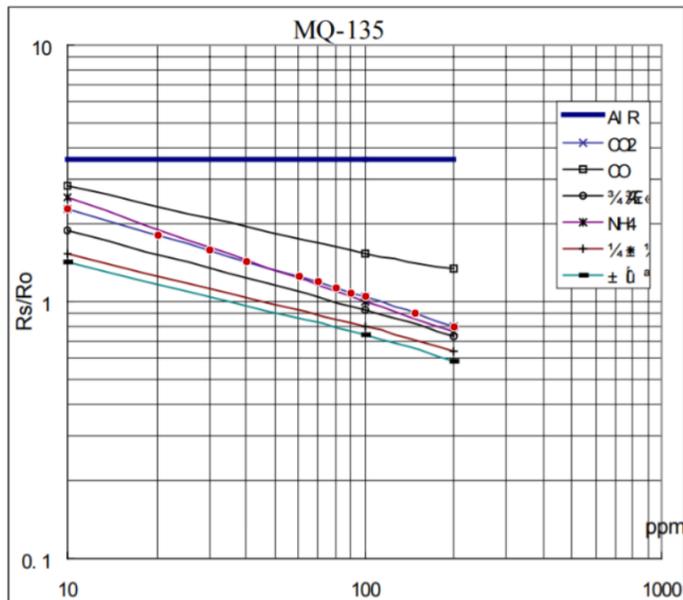


Figura 40.

Selección de los puntos para el gas CO2 con el sensor MQ-135.

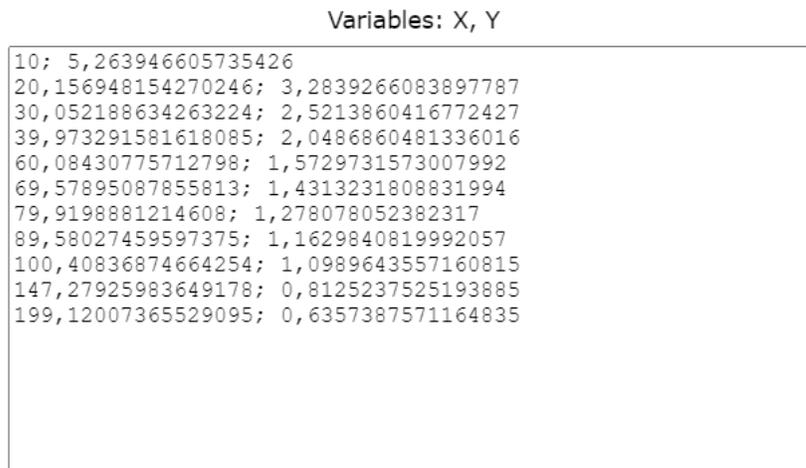


Nota. Los puntos se colocan sobre la línea de tendencia color azul y x.

Se visualiza los datos obtenidos siendo posible descárgalos como archivo .CSV compatible como Microsoft Excel, como se puede observar en la Figura 41.

Figura 41.

Visualización de los datos del sensor MQ-135.

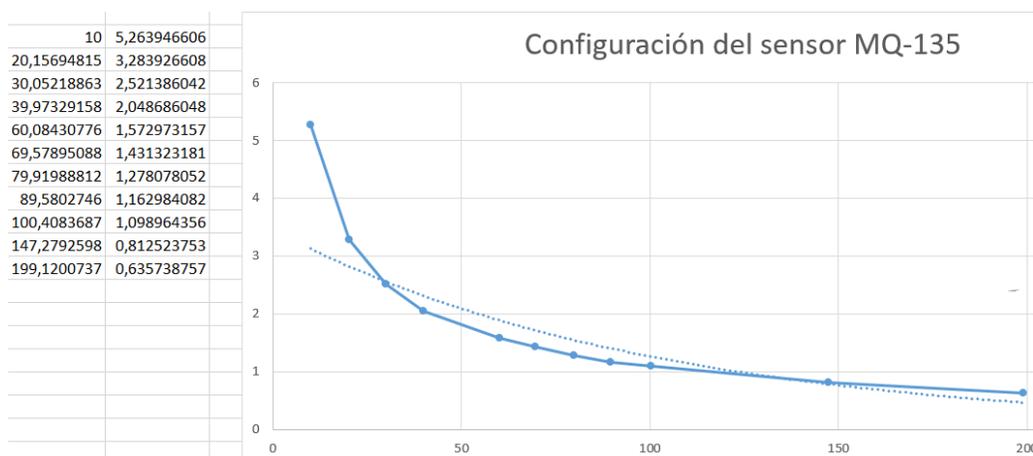


Copy to Clipboard Download .CSV Graph in Plotly* Close

En Excel se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-135 generada desde la curva de calibración con los valores cargados del archivo .CSV; por un gráfico tipo dispersión, como se puede observar en la Figura 42.

Figura 42.

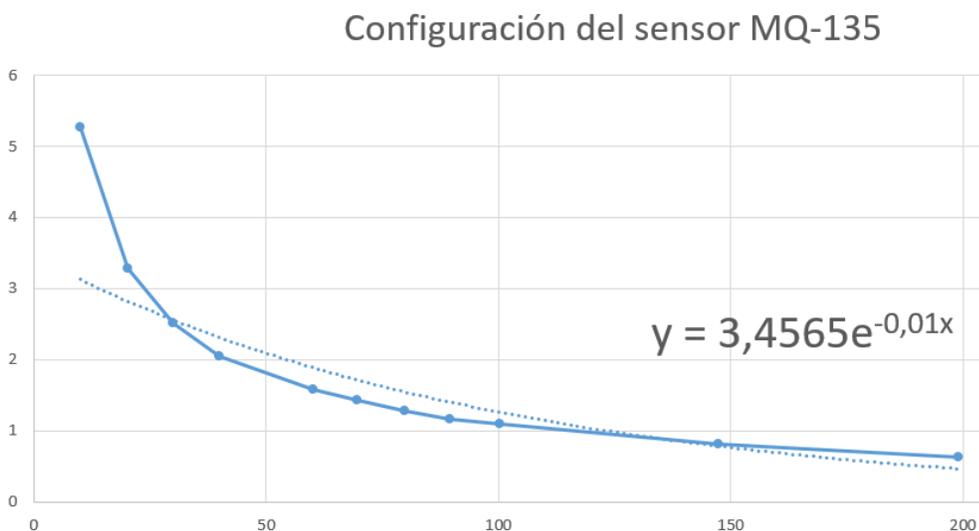
Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-135.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico de la Figura 43.

Figura 43.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-135.

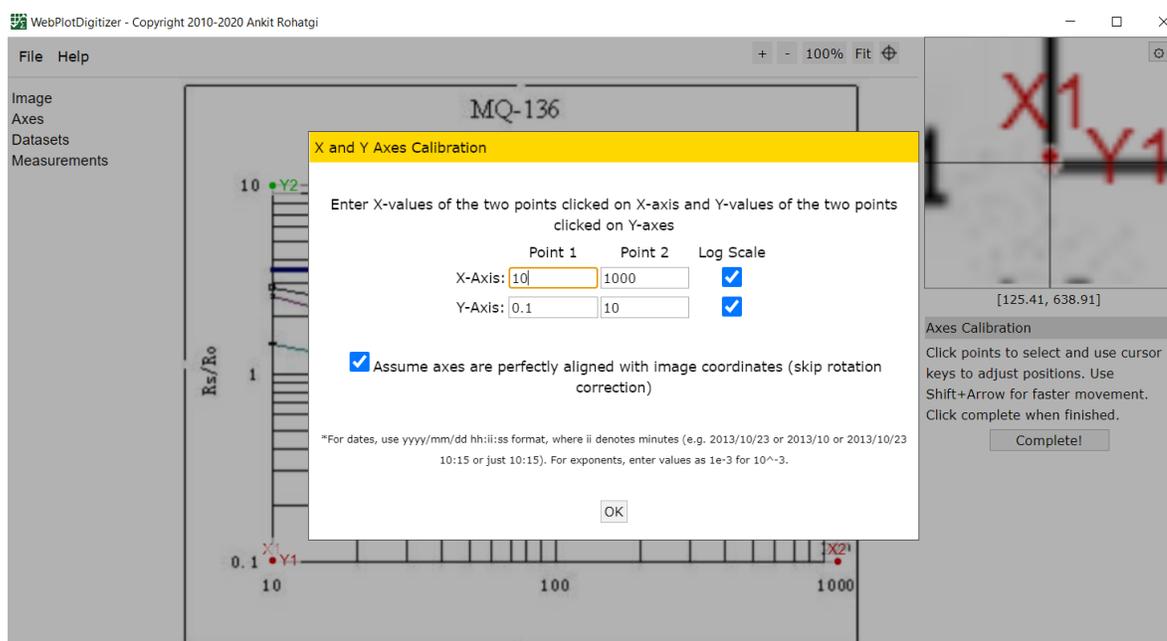


Configuración del sensor MQ-136.

El sensor tiene una alta sensibilidad al Monóxido de Carbono. Se comenzó a partir de la curva de características sensitivas de la Figura 8, cargando en el software WPD la imagen y seleccionando en modo gráfica 2D (X-Y); en este sensor cambian los ejes como se muestran en la Figura 44.

Figura 44.

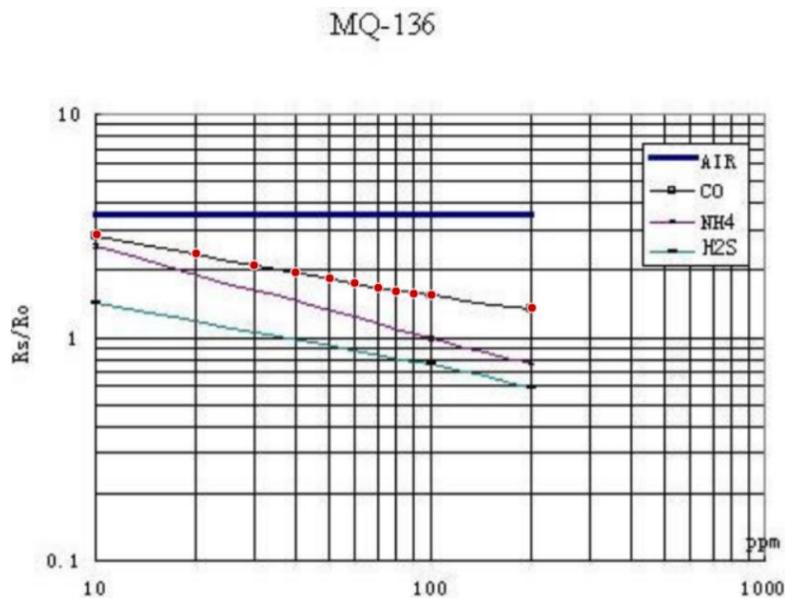
Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-136.



Se eligen los ejes X y Y, y se coloca la escala a la que se encuentre cada uno, seleccionando escala logarítmica y asumiendo que los ejes están perfectamente alineados. Para el sensor MQ-136 se seleccionó los puntos sobre la línea de tendencia para el Monóxido de Carbono, como se puede observar en la Figura 45.

Figura 45.

Selección de los puntos para el gas CO con el sensor MQ-136.

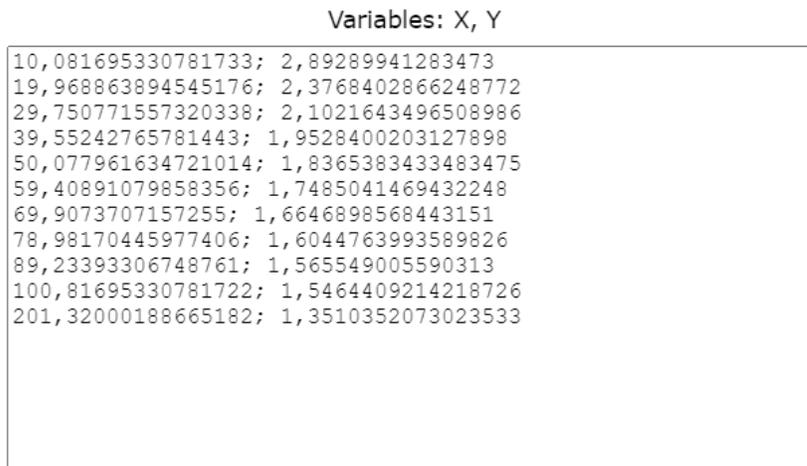


Nota. Los puntos se colocan sobre la línea de tendencia color negro y cuadros.

Se visualiza los datos obtenidos siendo posible descárgalos como archivo .CSV compatible como Microsoft Excel, como se observa en la Figura 46.

Figura 46.

Visualización de los datos del sensor MQ-136.



Copy to Clipboard

Download .CSV

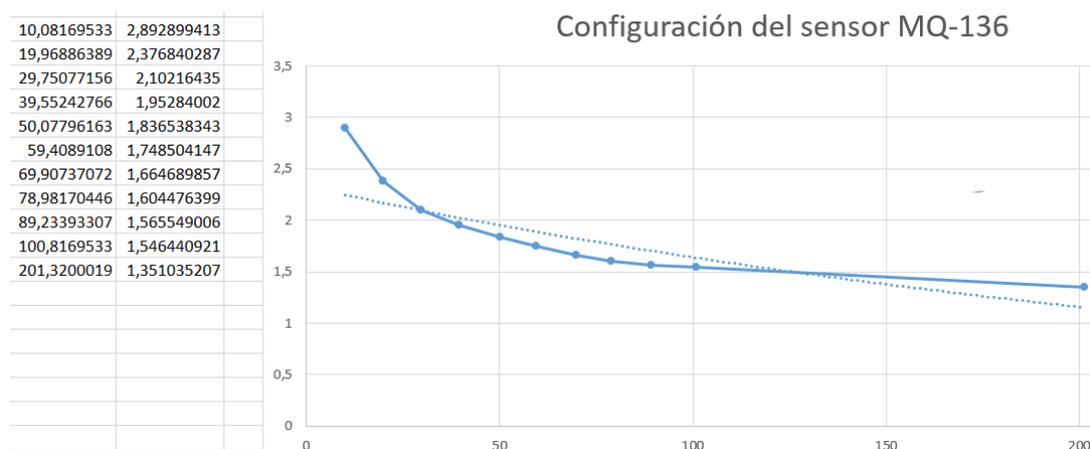
Graph in Plotly*

Close

En Excel se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-136 generada desde la curva de calibración con los valores cargados del archivo .CSV; por un gráfico tipo dispersión, como se observa en la Figura 47.

Figura 47.

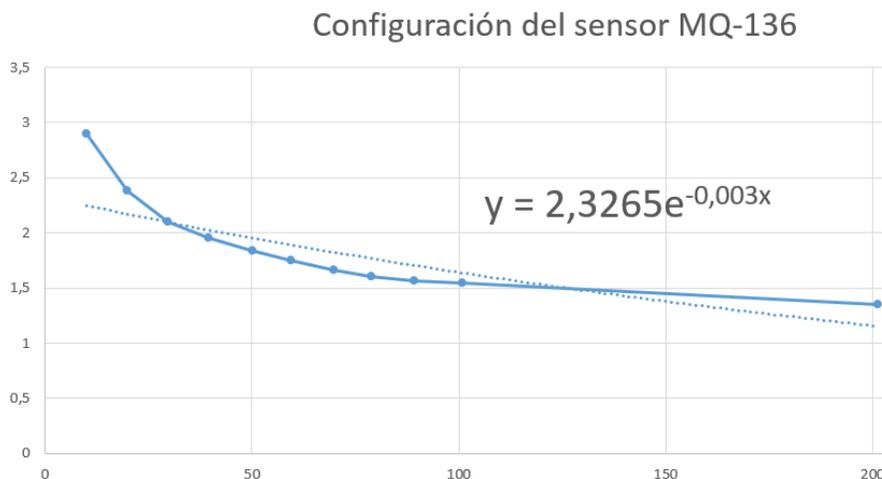
Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-136.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico de la Figura 48.

Figura 48.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-136.

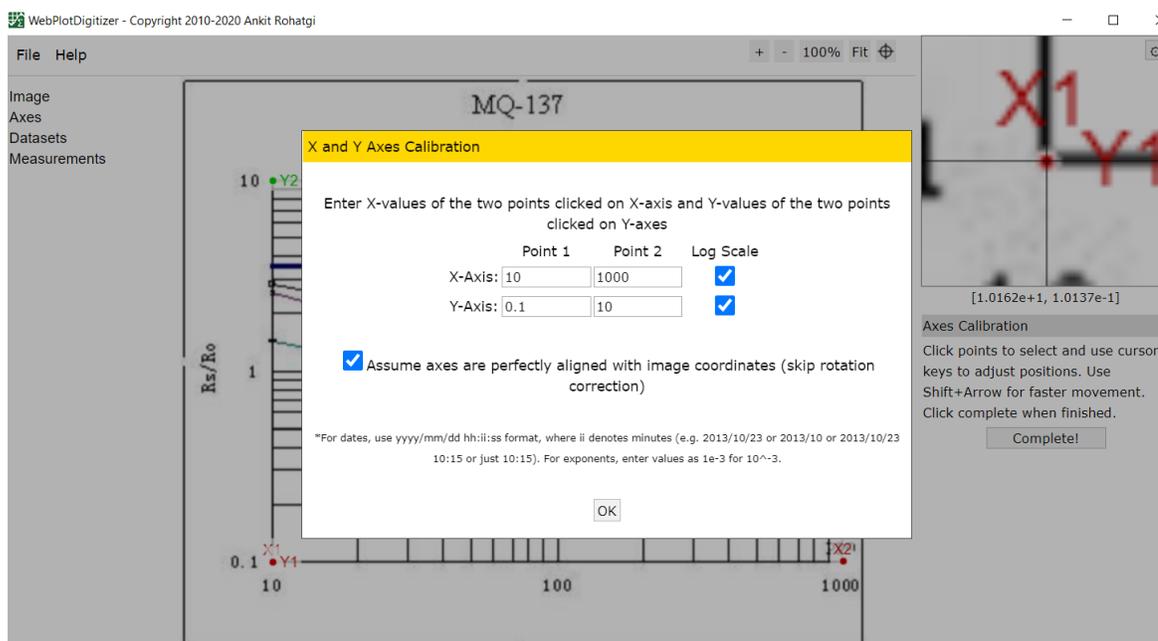


Configuración del sensor MQ-137.

El sensor tiene una alta sensibilidad al Amoniac. Se comenzó a partir de la curva de características sensitivas de la Figura 10, cargando en el software WPD la imagen y seleccionando en modo gráfica 2D (X-Y); en este sensor cambian los ejes como se muestran en la Figura 49.

Figura 49.

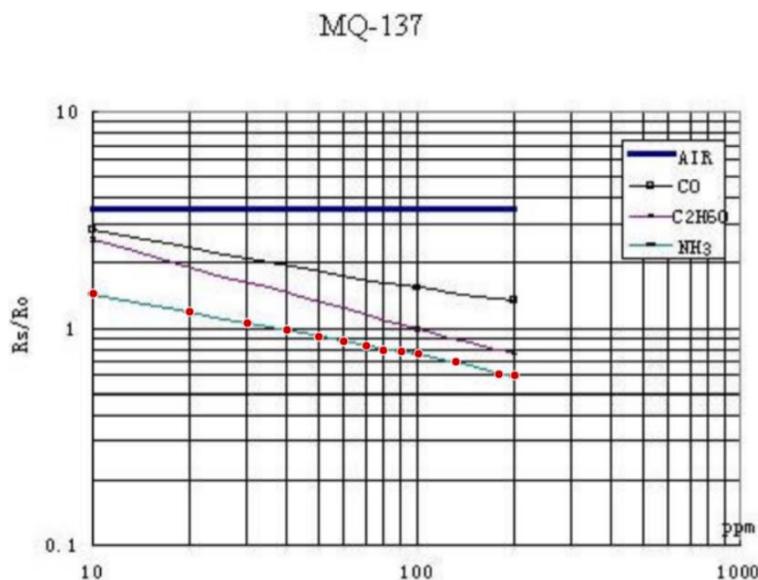
Selección de los ejes X y Y para el sensor MQ-137



Se eligen los ejes X y Y, y se coloca la escala a la que se encuentre cada uno, seleccionando escala logarítmica y asumiendo que los ejes están perfectamente alineados. Para el sensor MQ-137 se seleccionó los puntos sobre la línea de tendencia para el gas Amoniac, como se puede observar en la Figura 50.

Figura 50.

Selección de los puntos para el gas NH₃ con el sensor MQ-137.

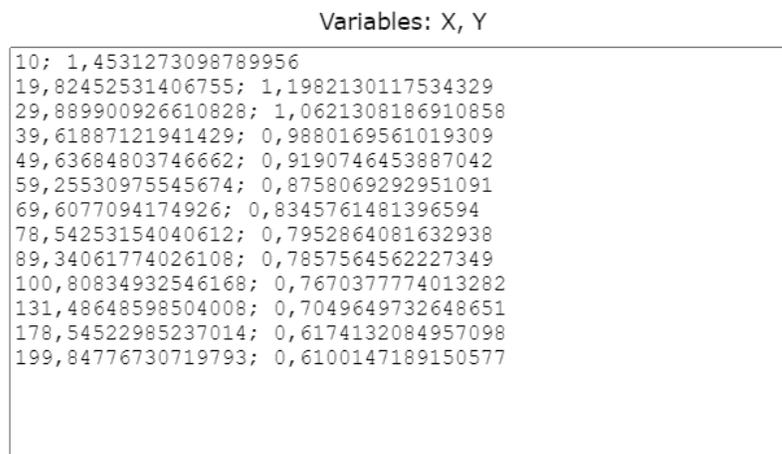


Nota. Los puntos se colocan sobre la línea de tendencia color celeste.

Se visualiza los datos obtenidos siendo posible descárgalos como archivo .CSV compatible como Microsoft Excel, como se observa en la Figura 51.

Figura 51.

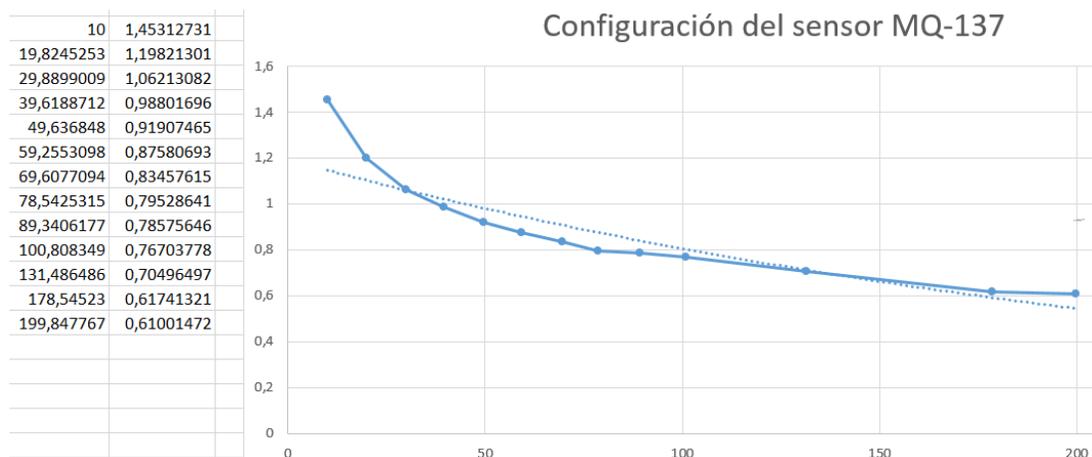
Visualización de los datos del sensor MQ-137.



En Excel se obtiene la ecuación característica para el sensor de gas MQ-137 generada desde la curva de calibración con los valores cargados del archivo .CSV; por un gráfico tipo dispersión, como se observa en la Figura 52.

Figura 52.

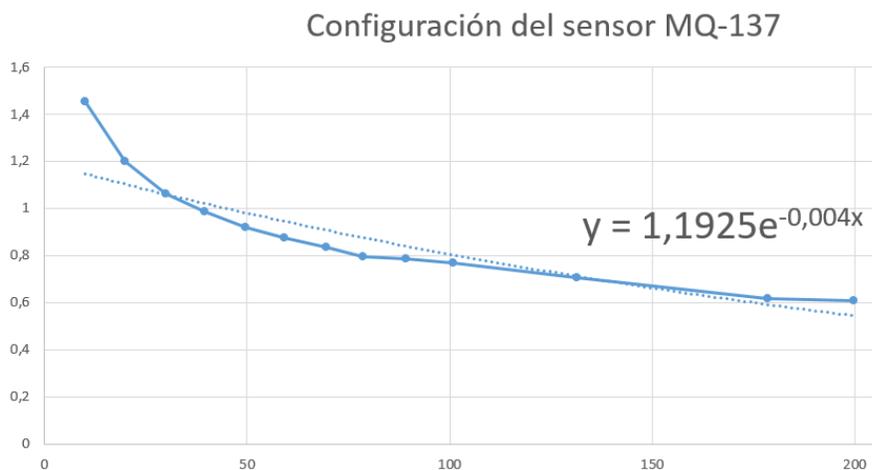
Visualización de los datos en un gráfico para el sensor MQ-137.



Finalmente se da click derecho en la curva, se selecciona “Agregar línea de tendencia”, tipo exponencial y presentar ecuación en el gráfico de la Figura 53.

Figura 53.

Ecuación obtenida en Excel para el sensor MQ-137.



Visualización de los datos en Node Red.

Una vez configurada y acondicionada la señal de los sensores en cada una de las tarjetas se obtiene los datos correspondientes de cada sensor, dichos datos deben seguir un proceso de conversión al software Node Red. Debido a la variedad de sensores que se utilizaron fue necesario convertir las señales de cada sensor en uno que sea capaz de ser interpretado por la interfaz gráfica, como se detalla a continuación:

```
#include <MQUnifiedsensor.h>

//Definitions
#define Board "Arduino"
#define Pin0 (A0) //MQ_2
#define Pin1 (A1) //MQ_4
#define Pin2 (A2) //MQ_8
#define Pin3 (A3) //MQ_135
#define Pin4 (A4) //MQ_136
#define Pin5 (A5) //MQ_137
#define RatioMQ2CleanAir (8.83) //RS / R0 = 8.83 ppm
#define RatioMQ4CleanAir (3.4) //RS / R0 = 3.4 ppm
#define RatioMQ135CleanAir (2.6) //RS / R0 = 2.6 ppm
#define RatioMQ136CleanAir (2.54) //RS / R0 = 2.54 ppm
#define RatioMQ137CleanAir (2.56) //RS / R0 = 2.56 ppm
#define Type "MQ"
#define Voltage_Resolution 5
#define ADC_Bit_Resolution 10 // For arduino UNO/MEGA/NANO

//Declare Sensor
MQUnifiedsensor MQ2(Board, Voltage_Resolution,
ADC_Bit_Resolution, Pin0, Type);
MQUnifiedsensor MQ4(Board, Voltage_Resolution,
ADC_Bit_Resolution, Pin1, Type);
MQUnifiedsensor MQ135(Board, Voltage_Resolution,
ADC_Bit_Resolution, Pin2, Type);
MQUnifiedsensor MQ136(Board, Voltage_Resolution,
ADC_Bit_Resolution, Pin4, Type);
MQUnifiedsensor MQ137(Board, Voltage_Resolution,
ADC_Bit_Resolution, Pin5, Type);

void setup() {
  Serial.begin(9600); //Init serial port
  MQ2.setRegressionMethod(1); //_PPM = a*ratio^b
  MQ4.setRegressionMethod(1); //_PPM = a*ratio^b
```

```

MQ135.setRegressionMethod(1); //_PPM = a*ratio^b
MQ136.setRegressionMethod(1); //_PPM = a*ratio^b
MQ137.setRegressionMethod(1); //_PPM = a*ratio^b
MQ2.init();
MQ4.init();
MQ135.init();
MQ136.init();
MQ137.init();

Serial.print("Calibrating please wait.");
float calcR0_MQ2=0, calcR0_MQ4 = 0,calcR0_MQ135 =
0,calcR0_MQ136 = 0,calcR0_MQ137 = 0;
for(int i = 1; i<=10; i++)
{
    MQ2.update(); // Update data, the arduino will be read the
voltage on the analog pin
    calcR0_MQ2 += MQ2.calibrate(RatioMQ2CleanAir);
    MQ4.update(); // Update data, the arduino will be read the
voltage on the analog pin
    calcR0_MQ4 += MQ4.calibrate(RatioMQ4CleanAir);
    MQ135.update(); // Update data, the arduino will be read
the voltage on the analog pin
    calcR0_MQ135 += MQ135.calibrate(RatioMQ135CleanAir);
    MQ136.update(); // Update data, the arduino will be read
the voltage on the analog pin
    calcR0_MQ136 += MQ136.calibrate(RatioMQ136CleanAir);
    MQ137.update(); // Update data, the arduino will be read
the voltage on the analog pin
    calcR0_MQ137 += MQ137.calibrate(RatioMQ137CleanAir);
    Serial.print(".");
}
MQ2.setR0(calcR0_MQ2/10);
MQ4.setR0(calcR0_MQ4/10);
MQ135.setR0(calcR0_MQ135/10);
MQ136.setR0(calcR0_MQ136/10);
MQ137.setR0(calcR0_MQ137/10);
Serial.println(" done!.");

}

void loop() {

    MQ2.update();
    MQ2.setA(972.5); MQ2.setB(-2.04);
    float H2 = MQ2.readSensor();
    MQ4.update();
    MQ4.setA(1012.7); MQ4.setB(-2.786);
    float CH4 = MQ4.readSensor();
    MQ135.update();
    MQ135.setA(605.18); MQ135.setB(-3.937);

```

```

float CO = MQ135.readSensor();
MQ135.setA(110.47); MQ135.setB(-2.862);
float CO2 = MQ135.readSensor();
MQ136.update();
MQ136.setA(36.65); MQ136.setB(-3.466);
float H2S = MQ136.readSensor();
MQ137.update();
MQ137.setA(37.64); MQ137.setB(-3.529);
float NH3 = MQ137.readSensor();

// calidad del aire
int medidaAnalogica = analogRead(Pin3);
float tension = medidaAnalogica * (5.0 / 1023.0);
float resistencia = 1000 * ((5 - tension) / tension);
double Air = 245 * pow(resistencia / 5463, -2.26); //

Serial.print("A:Z");
Serial.print(CO); Serial.print("AB");
Serial.print(H2); Serial.print("BC");
Serial.print(CH4); Serial.print("CD");
Serial.print(CO2); Serial.print("DE");
Serial.print(H2S); Serial.print("EF");
Serial.print(NH3); Serial.print("FG");
Serial.print(Air); Serial.println("GH");
//Serial.print(PPM_MQ137); Serial.println("H");
}

```

En el programa se incluye librerías que permiten a la tarjeta Arduino NANO accionar los pines análogos para realizar funciones básicas necesarias como la resolución, conversión y velocidad de procesamiento. El Arduino lee el voltaje de cada sensor a través del pin análogo correspondiente, una vez adquirido este valor se compara con la ecuación característica obtenida desde Microsoft Excel y luego se presenta el valor de concentración en partes por millón. En resumen, el sensor debe leer la concentración en ppm de cada gas para finalmente presentar los datos de los sensores organizados de la siguiente manera:

1. Monóxido de carbono (CO)
2. Dihidrogeno (H2)
3. Metano (CH4)

4. Dióxido de carbono (CO₂)
5. Ácido sulfhídrico (H₂S)
6. Amoniac (NH₃)

Comunicación de las tarjetas y un ordenador.

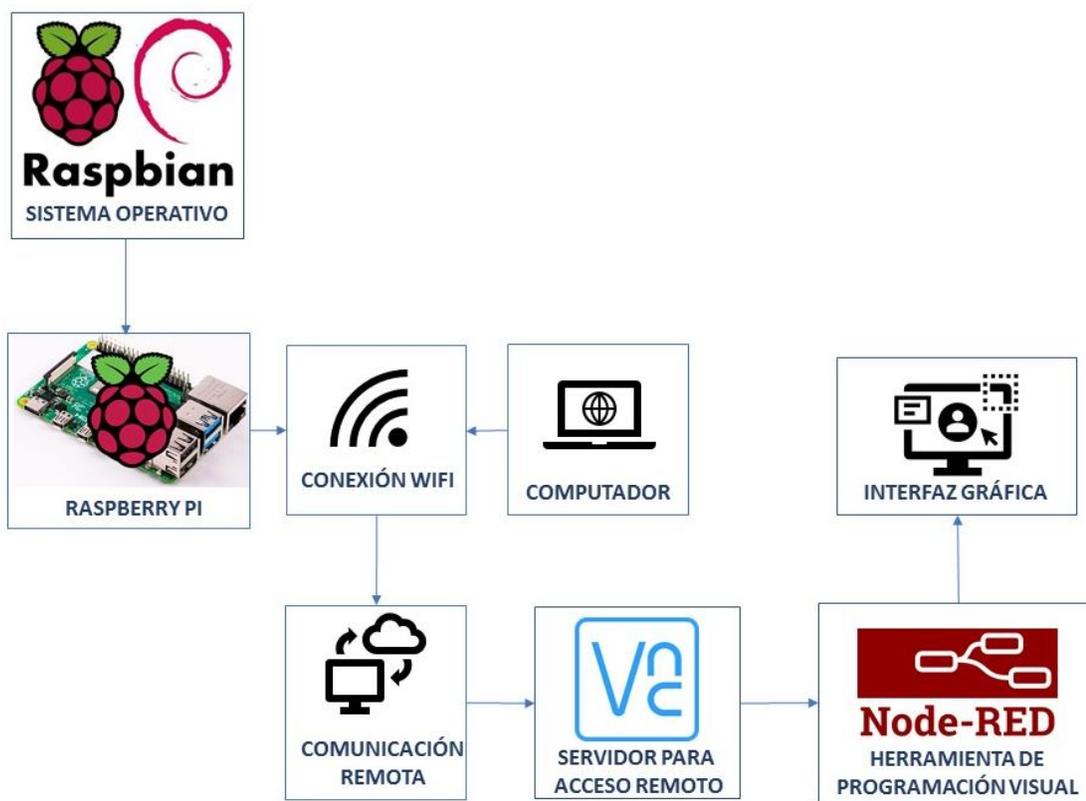
Previo al desarrollo de la interfaz gráfica se debe realizar una correcta comunicación de las tarjetas con un ordenador. Como se describe a continuación:

El primer paso es la configuración de la Raspberry Pi 4, la cual se maneja a través de Raspbian, que es el sistema operativo que permite habilitar todas las funciones básicas de esta tarjeta, como es el almacenamiento de datos, activación de puertos de entrada y salida, etc. Para la recolección de muestras el sistema necesita de tres botones externos que permiten: el primero preparar la base de datos por cada participante, el segundo encera los sensores para una toma de muestras eficiente y el tercero habilita la función de guardar las muestras en la base de datos mientras estas son recolectadas, simplificando el uso de la nariz electrónica.

Configurada la tarjeta y la base de datos, se procede a conectar a una red WiFi la nariz electrónica para acceder con su dirección IP y de manera remota a un computador conectado a la misma red empleando el software VNC Viewer para la visualización de los resultados que se obtienen, además este software permite utilizar los recursos del computador al cual está enlazada la nariz electrónica para modificar su interfaz gráfica, trabajando en el escritorio del ordenador remoto , como se detalla en la Figura 54.

Figura 54.

Proceso para el desarrollo de la interfaz gráfica.



Una vez configurada y verificada la comunicación, se procede al diseño de la interfaz gráfica (DASHBOARD) que es un servicio de Node Red el cual usa un lenguaje de programación basado en nodos y se encarga del manejo de base de datos con Python que se detalla a continuación.

Diseño con Node Red.

El diseño de la interfaz gráfica se realizó en su totalidad en el software Node Red que proporciona un editor de navegación didáctico, facilita la ejecución en tiempo real del almacenamiento de datos, evitando la pérdida de información. Para la creación de la interfaz gráfica se crearon 3 flow's o flujos principales que agrupan nodos de programación y subflujos necesarios para llevar a cabo la conexión de la tarjeta Raspberry PI 4 con Arduino NANO para obtener los datos de los sensores de humedad y temperatura conectados al Arduino. Finalmente, cada flow se utiliza para la

elaboración de la interfaz y las gráficas de tendencias de los datos obtenidos de cada sensor, el cual será interpretado por el personal técnico y médico a cargo del estudio, como se detalla metódicamente a continuación:

El primer paso en el diseño de la Interfaz es comunicar el ordenador con la tarjeta Raspberry Pi 4 a través del software VNC Viewer para trabajar de manera remota, con la dirección IP generada al conectarse a la red WiFi; como se observa en la Figura 55, y la Figura 56 que es el ingreso a la tarjeta Raspberry Pi 4.

Figura 55.

Software VNC Viewer con la dirección IP (192.168.2.131).

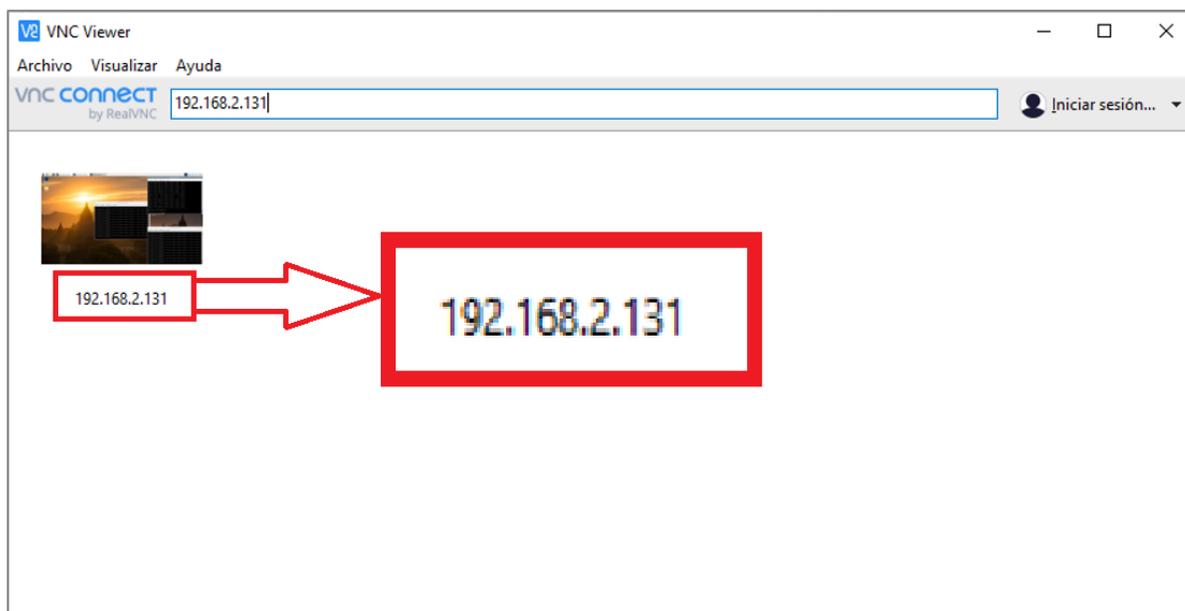
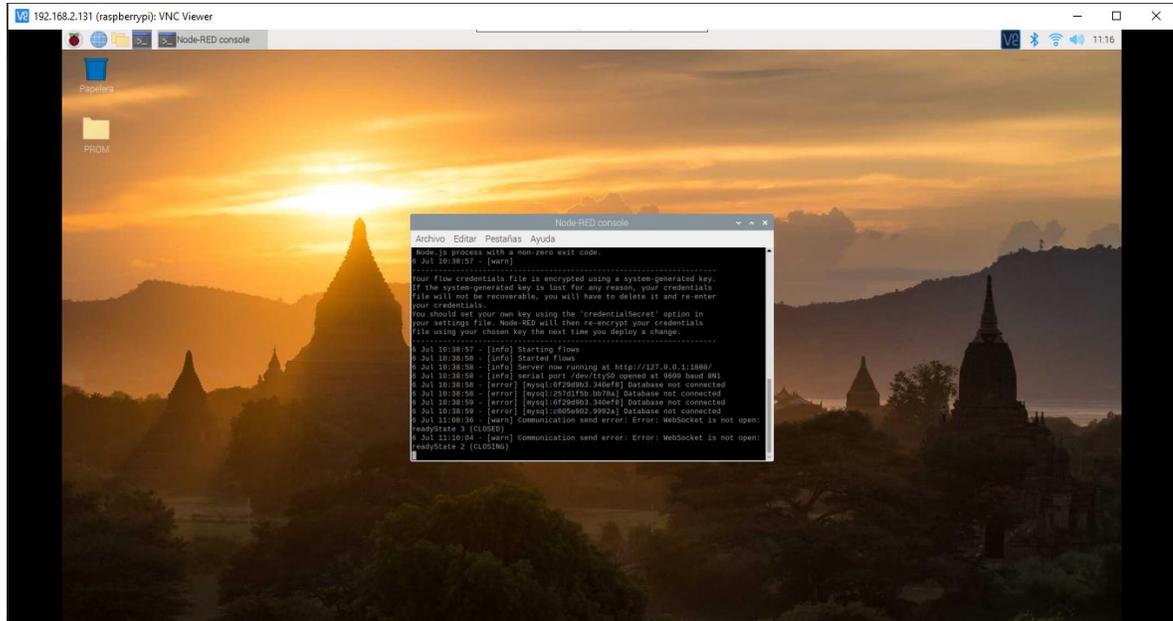


Figura 56.

Conexión de la tarjeta Raspberry Pi 4.

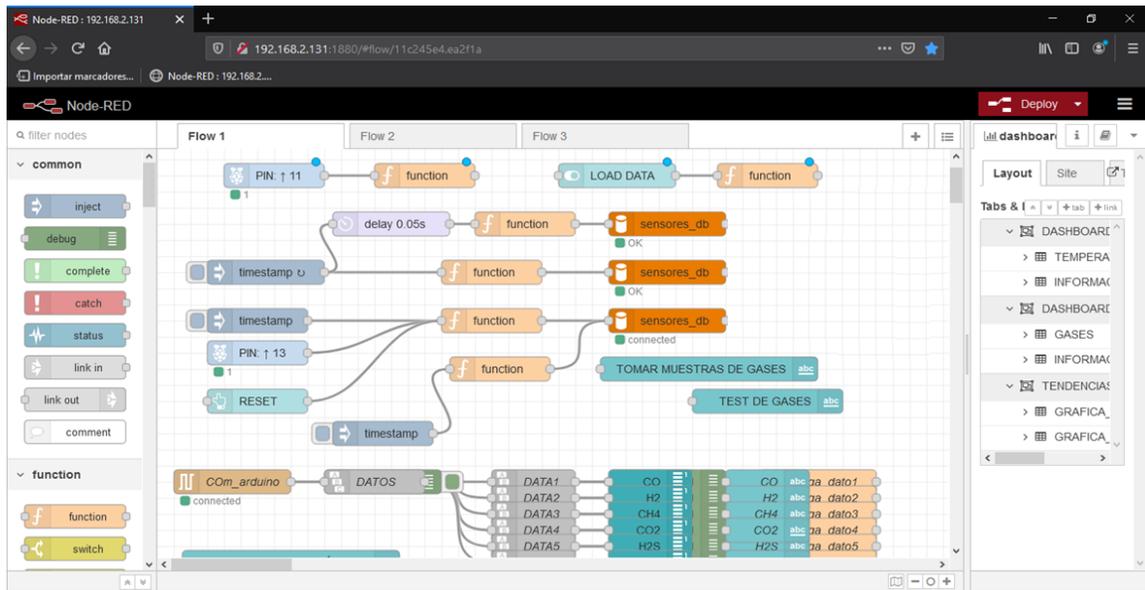


En el software NODE RED se crearon 3 Flow (capítulo 1, sección 1.6.7), como se detalla a continuación:

- **Flow 1:** En el primer Flow se crea las funciones necesarias para las conexiones de la tarjeta y el microcontrolador; se definen pines, el tiempo de muestreo y la carga de datos de cada sensor a la base de datos, como se observa en la Figura 57.

Figura 57.

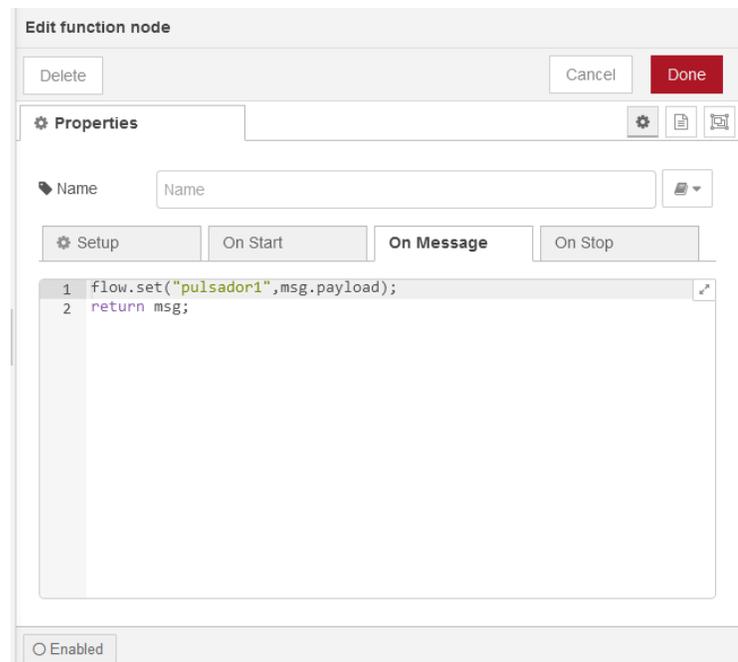
Creación del Flow 1.



A fin de tomar datos desde el dispositivo se crea las funciones para cada uno de los botones; en la Figura 58 se puede observar el editor de funciones que permite configurar las propiedades para controlar el reset con el Flow1.

Figura 58.

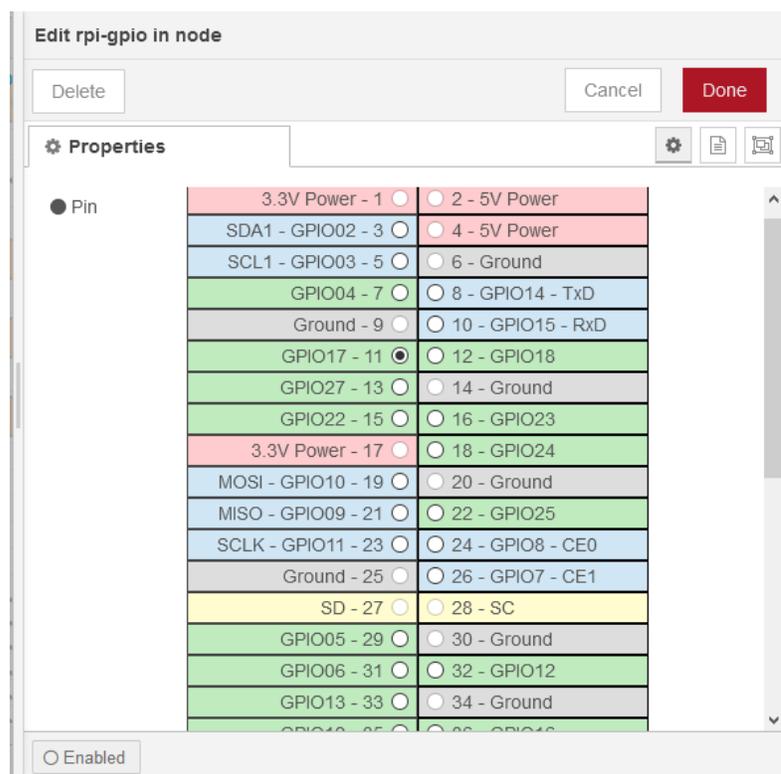
Editor del nodo del pin GPIO para el microcontrolador.



En cambio, en la Figura 59 se observa la designación del pin del microcontrolador GPIO (GPIO17-pin11) que será conectado al botón externo. De esta manera se configuran todos los pines GPIO que se necesita en el dispositivo.

Figura 59.

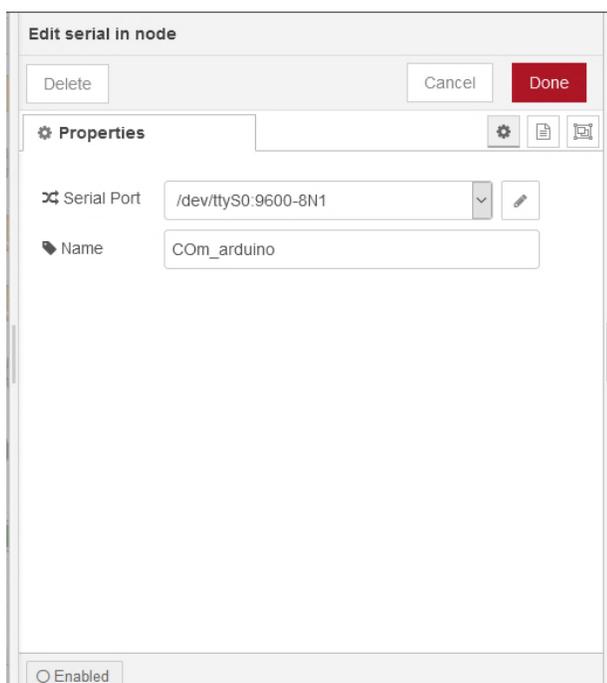
Definición del pin GPIO para el microcontrolador.



Siguiendo con la edición de las propiedades del editor del nodo para el puerto serial y para definir la marca de tiempo, como se observa en la Figura 60 la definición del puerto serial con el nombre COM_arduino y (derecha) timestamp a 0,1 segundos.

Figura 60.

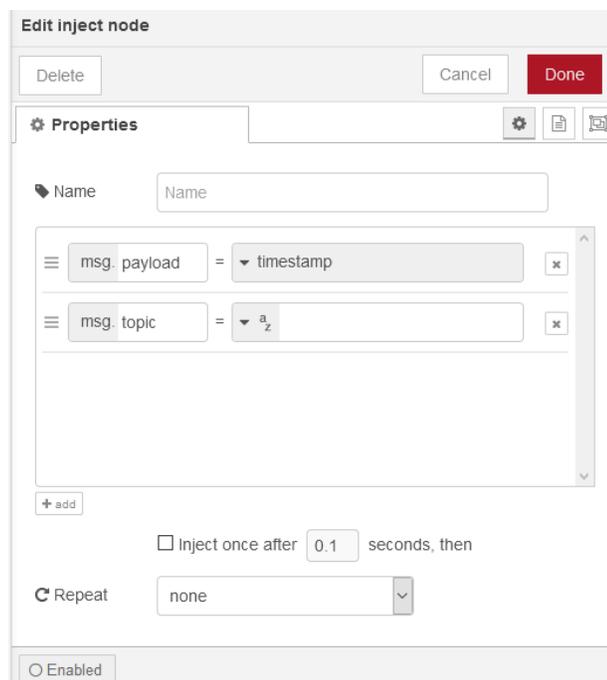
Definición del puerto serial y timestamp.



Y en la Figura 61 timestamp a 0,1 segundos.

Figura 61.

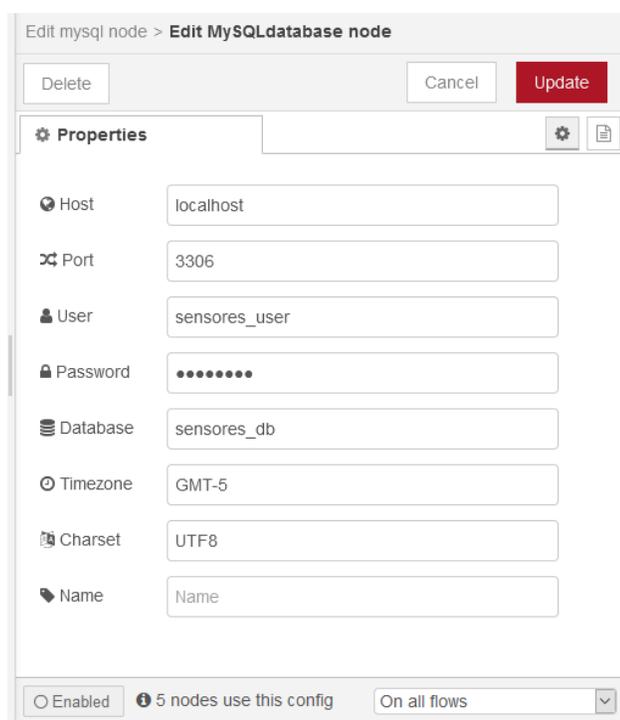
Definición de timestamp.



Además, en el editor del nodo para la conexión con la base de datos de Python, se define el ingreso de dato al presionar el pulsador 1; los datos de la muestra tomada por los sensores, ingresan uno por uno a la base de datos llamada “datos_RB”, como se observa en la Figura 62

Figura 62.

Editor del nodo MySQLdatabase.



Edit mysql node > Edit MySQLdatabase node

Delete Cancel Update

Properties

Host localhost

Port 3306

User sensores_user

Password

Database sensores_db

Timezone GMT-5

Charset UTF8

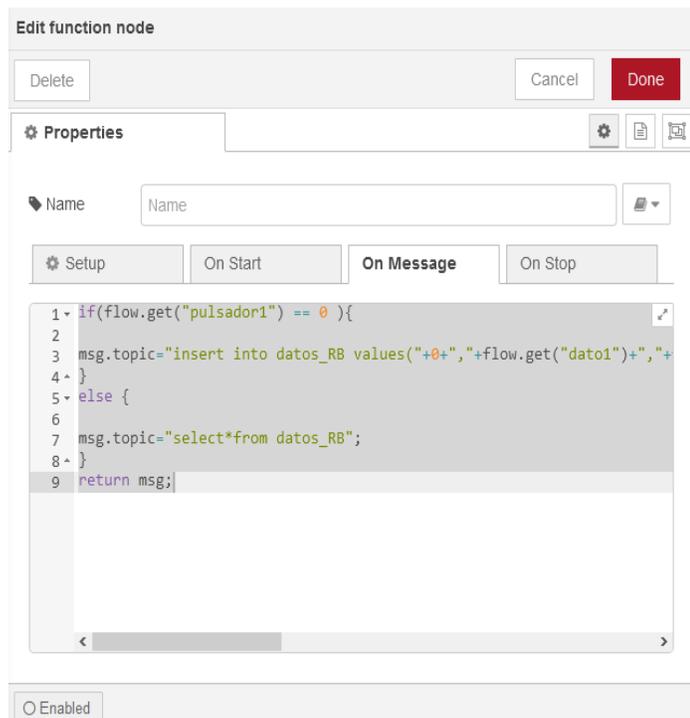
Name Name

Enabled 5 nodes use this config On all flows

Mientras que en la figura 63 se aprecia la definición de propiedades para la base de datos desde MySQL, de esta manera se configuran todos los sensores para tomar el dato.

Figura 63.

Conexión de las muestras a la base de datos (Python).



En la base de datos se guarda cada muestra de cada sensor, para que el dato se guarde en el Flow de Node-RED, como se muestra en la Figura 64.

Figura 64.

Datos guardados en cada uno de los seis sensores.

```

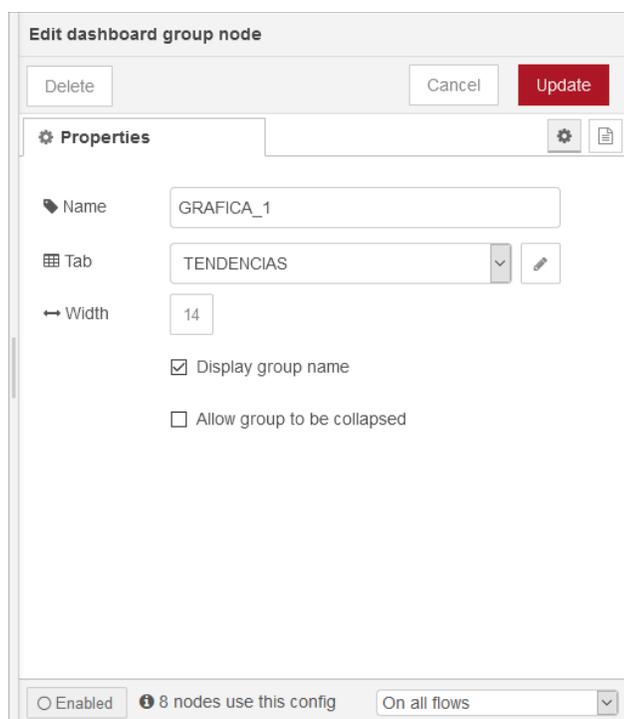
1 var dato22=flow.get('variable3');
2 if(dato22==1){
3   flow.set("dato1max",msg.payload[0]["Max(dato1)"]);
4   flow.set("outdato1max",flow.get("dato1max"));
5 }
6 if(dato22==2){
7   flow.set("dato2max",msg.payload[0]["Max(dato2)"]);
8   flow.set("outdato2max",flow.get("dato2max"));
9 }
10 if(dato22==3){
11   flow.set("dato3max",msg.payload[0]["Max(dato3)"]);
12   flow.set("outdato3max",flow.get("dato3max"));
13 }
14 if(dato22==4){
15   flow.set("dato4max",msg.payload[0]["Max(dato4)"]);
16   flow.set("outdato4max",flow.get("dato4max"));
17 }
18 if(dato22==5){
19   flow.set("dato5max",msg.payload[0]["Max(dato5)"]);
20   flow.set("outdato5max",flow.get("dato5max"));
21 }
22 if(dato22==6){
23   flow.set("dato6max",msg.payload[0]["Max(dato6)"]);
24   flow.set("outdato6max",flow.get("dato6max"));
25 }

```

Para tomar los datos en tiempo real se define las propiedades para editar la ventana “[DASHBOARD_GASES] GASES”, como se observa en la Figura 65, dentro de Properties en el ítem llamado Name “GRAFICA_1” se visualizan los datos en tiempo real y (derecha) la representación gráfica de las escalas en cada sensor que se establece como rojo máximo, amarillo medio, normal verde y bajo gris; de esta manera se configuran todas las gráficas, en el ejemplo se realizó con el gas Monóxido de Carbono (CO).

Figura 65.

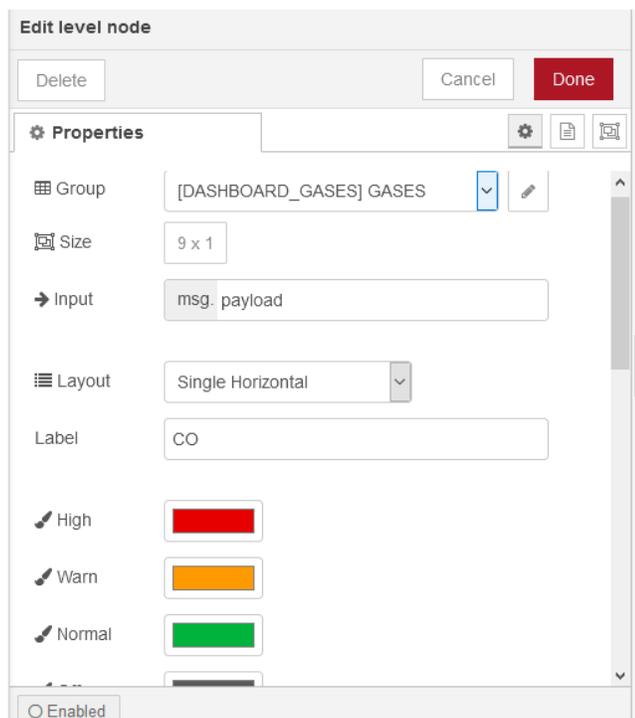
Edición de la ventana para la toma de muestras en tiempo real.



Y en la figura 66 la representación gráfica de las escalas en cada sensor que se establece como rojo máximo, amarillo medio, normal verde y bajo gris; de esta manera se configuran todas las gráficas, en el ejemplo se realizó con el gas Monóxido de Carbono (CO).

Figura 66.

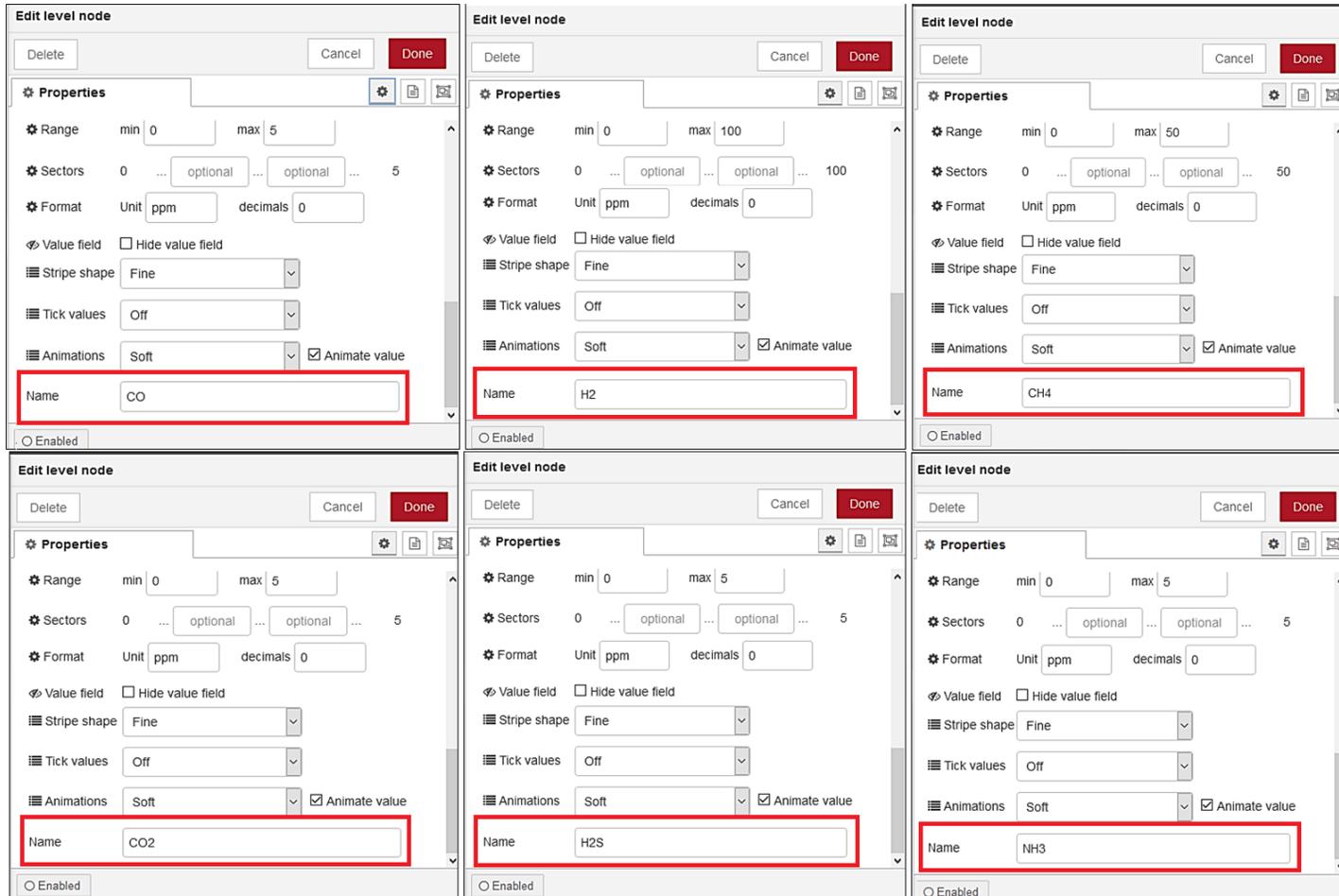
Edición de la ventana para la toma de muestras en tiempo real.



Editor del nodo para las lecturas de cada sensor como se muestran en la Figura 67, Monóxido de carbono (CO), Di hidrogeno (H2), Metano (CH4), Dióxido de Carbono (CO2), Ácido Sulfhídrico (H2S), Amonio (NH3), definición de los rangos, unidades y nombre de cada sensor a detectar.

Figura 67.

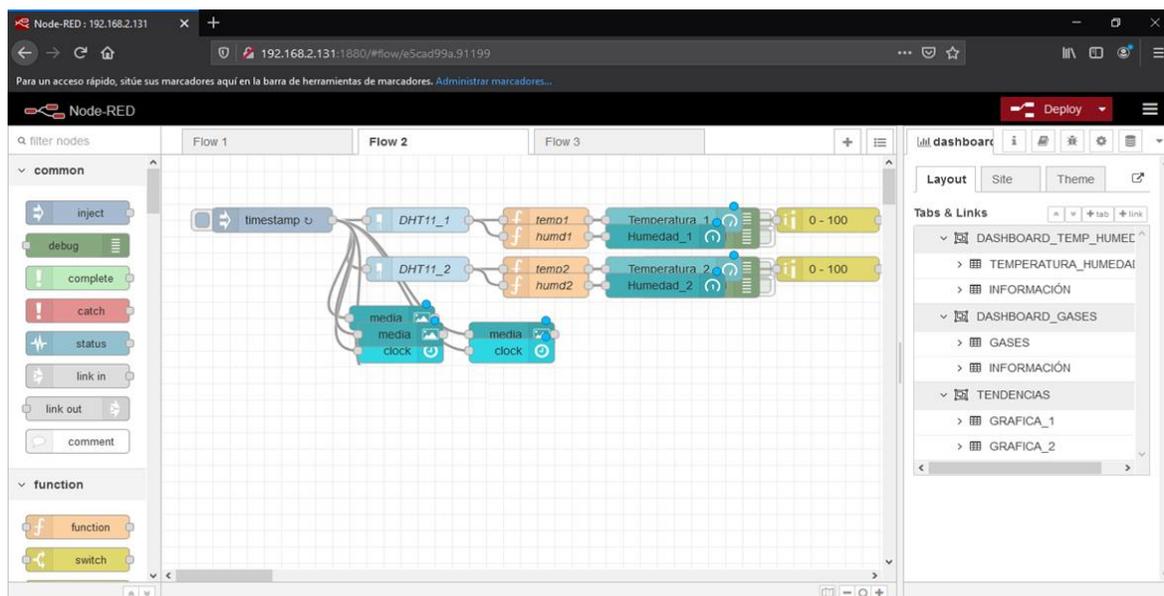
Editor de lectura de cada gas detector.



- **Flow 2:** En este flow se detalla la adquisición de datos para los sensores de humedad y temperatura, que son de conexión directa a la tarjeta Raspberry Pi 4, como se observa en la Figura 68.

Figura 68.

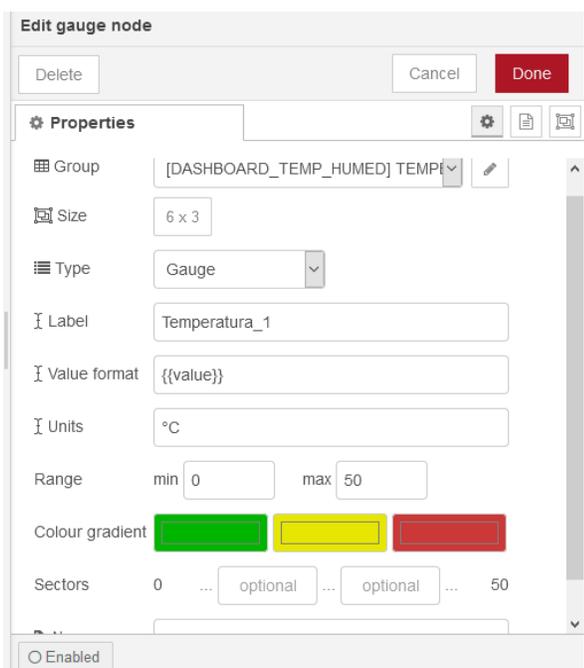
Definición de funciones para los sensores DHT11.



Al igual en las Figuras 65 y 66, se define las propiedades para editar la ventana de los sensores de humedad y temperatura, en la Figura 69, se visualiza la ventana del Dashboard llamado [DASHBOARD_TEMP_HUMED] donde se muestra la humedad y temperatura actual de la matriz de sensores para corroborar el adecuado funcionamiento datos en tiempo real.

Figura 69.

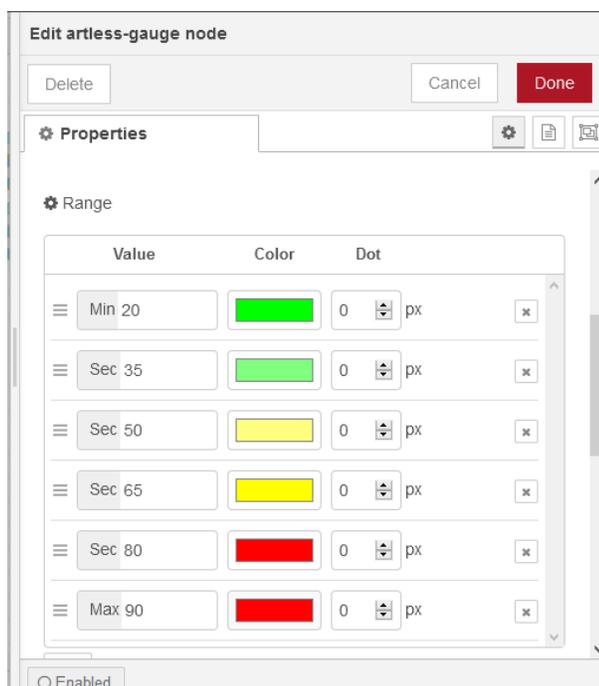
Edición la ventana para la Humedad y temperatura.



Y en la Figura 70, la configuración de las escalas y colores.

Figura 70.

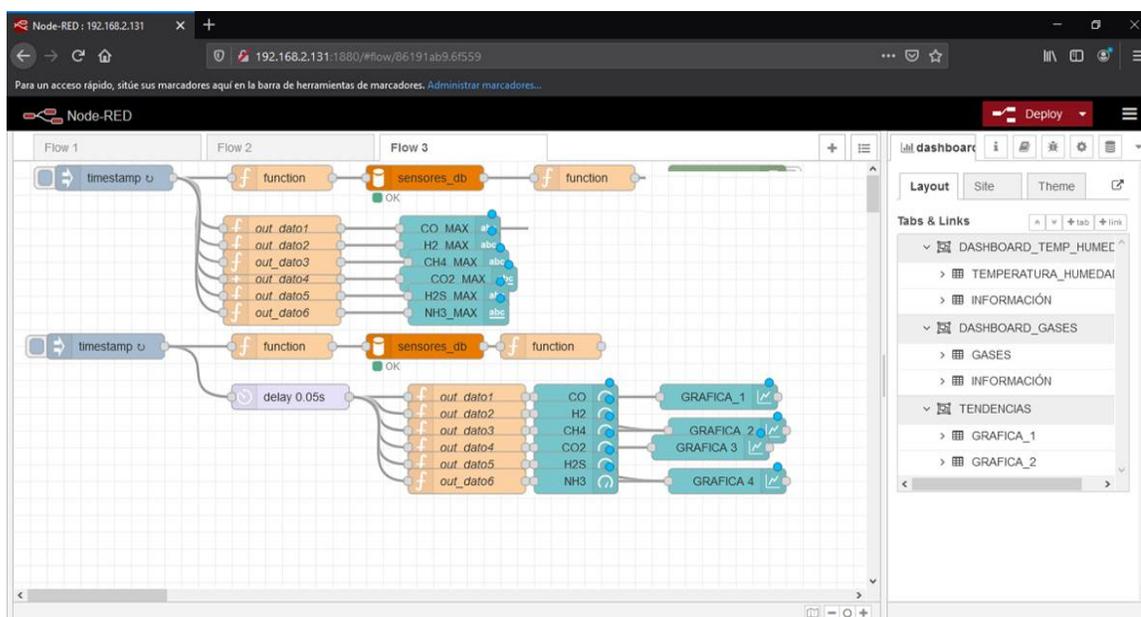
Configuración de las escalas para los sensores DHT11.



- **Flow 3:** En este flow se detalla la conexión del microcontrolador y la tarjeta Raspberry Pi 4 para el resto de sensores de gas, como se toman las muestras para la base de datos, y como se grafica cada uno en la interfaz, como se visualiza en la Figura 71.

Figura 71.

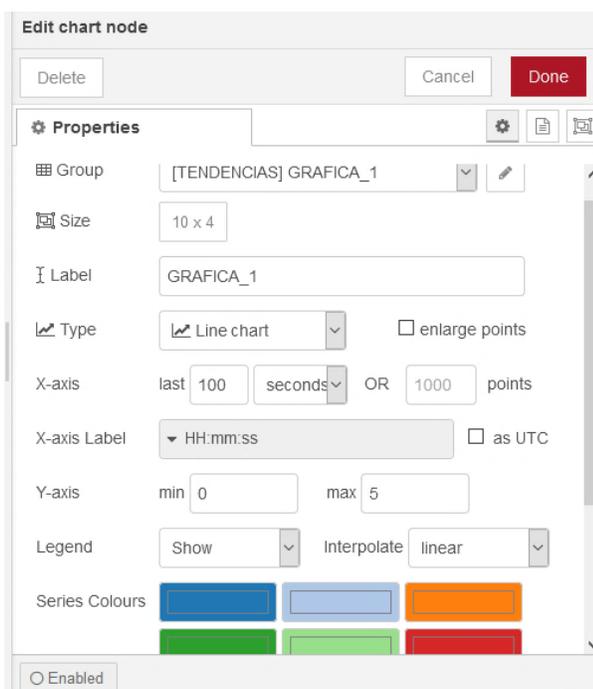
Definición de funciones para los sensores de gas.



Como se observa en la Figura 72 en la ventana [TENDENCIAS] GRAFICA_1 se edita el tiempo máximo en segundos y los colores que identifiquen la línea de tendencia que este grafique en función de los datos_MAX captados por los sensores, se definen las propiedades para analizar todas las muestras (2 minutos aproximadamente).

Figura 72.

Edición de la ventana para las gráficas de tendencia total.



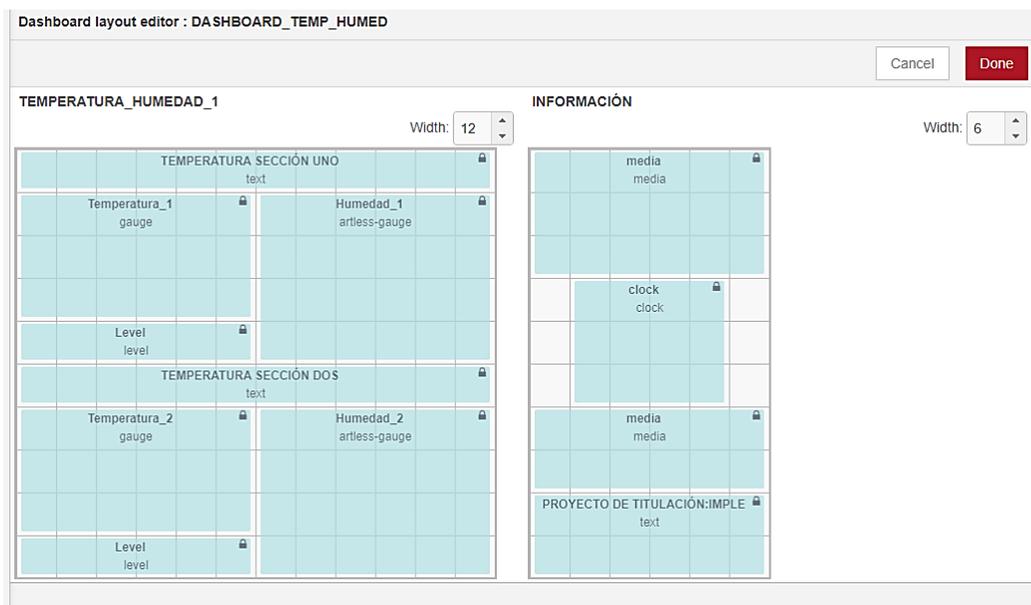
Dashboard para la gráfica de presentación en la interfaz.

Una vez configurado en Node Red las funciones necesarias para la toma de datos, se utiliza el Dashboard para detallar la disposición en que se va a presentar la información y los resultados de los niveles de gases que se obtienen de cada participante. Para visualizar estos resultados, dentro de la ventana Dashboard se crearon cuatro subventanas o pestañas que dependiendo la selección del usuario muestran: el estado actual de los niveles de humedad y temperatura dentro de la cámara de gases, los niveles de los 6 gases de cada participante, las gráficas de tendencias de las muestras tomadas y resultados estadísticos con gráficas.

Un ejemplo del Dashboard de humedad y temperatura se puede observar en la primera pestaña de la Figura 73.

Figura 73.

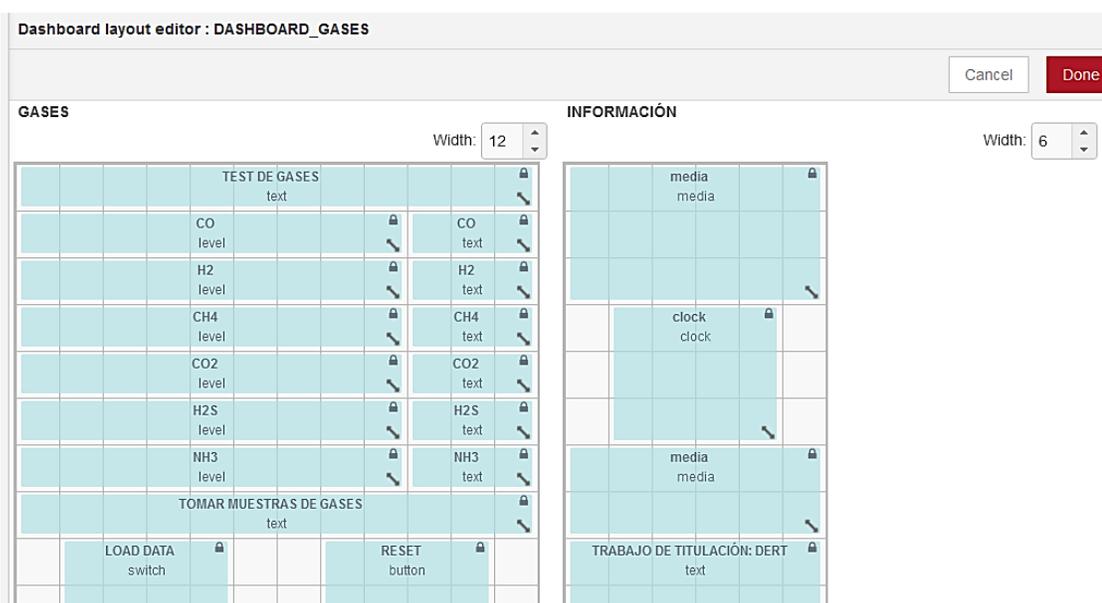
Indicadores de la humedad y temperatura.



Para observar el comportamiento de los 6 gases y la calidad del aire, se utiliza la segunda pestaña, en donde al ingresar el aire exhalado se grafica en tiempo real, como se detalla en la Figura 74.

Figura 74.

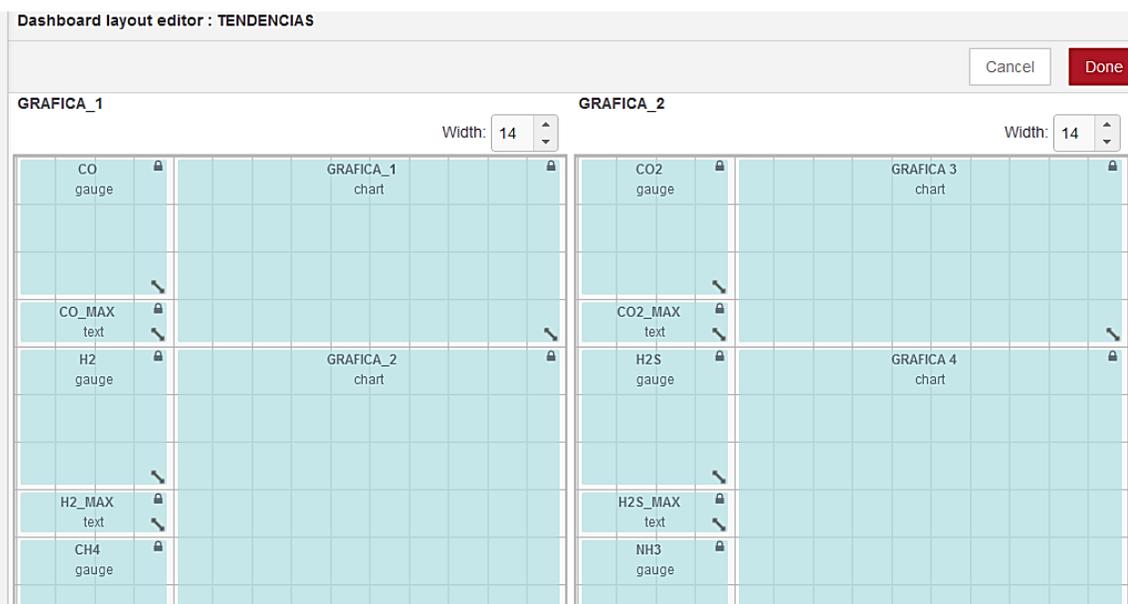
Líneas de tendencia visualizadas en tiempo real.



En la tercera pestaña se presentan los valores máximos de cada compuesto y las líneas de tendencia que se grafican una vez que culmina la toma de muestras, como se muestra en la Figura 75.

Figura 75.

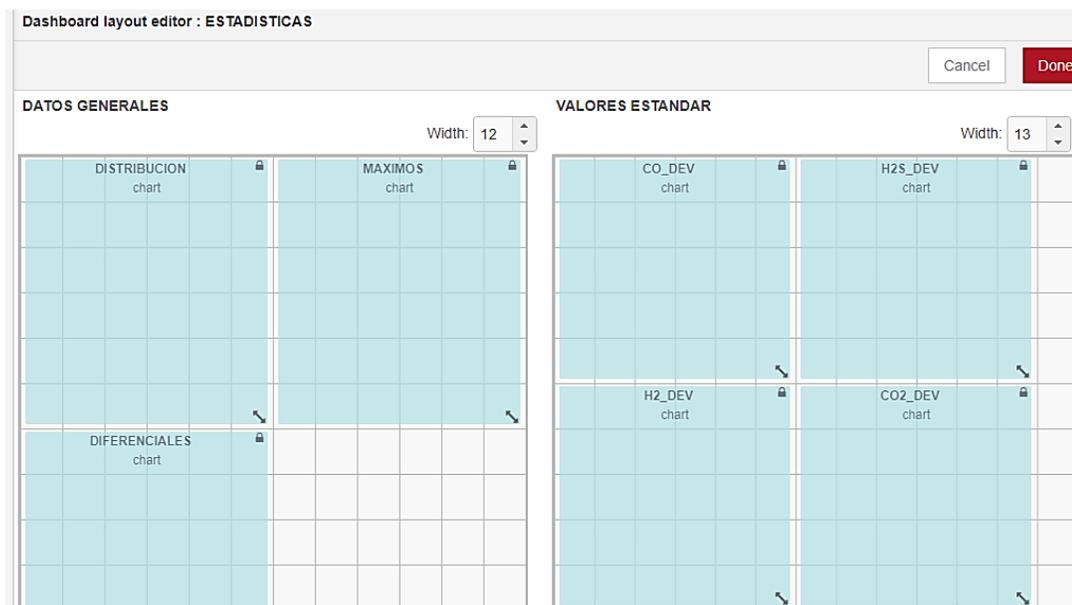
Graficas visualizadas al culminar la toma de muestras.



En la cuarta pestaña se aprecian las gráficas de análisis estadístico donde se muestran los datos en forma de picos máximos, gráficas acumulativas y a manera de pastel, como se muestra en la Figura 76.

Figura 76.

Gráficos de análisis estadístico.



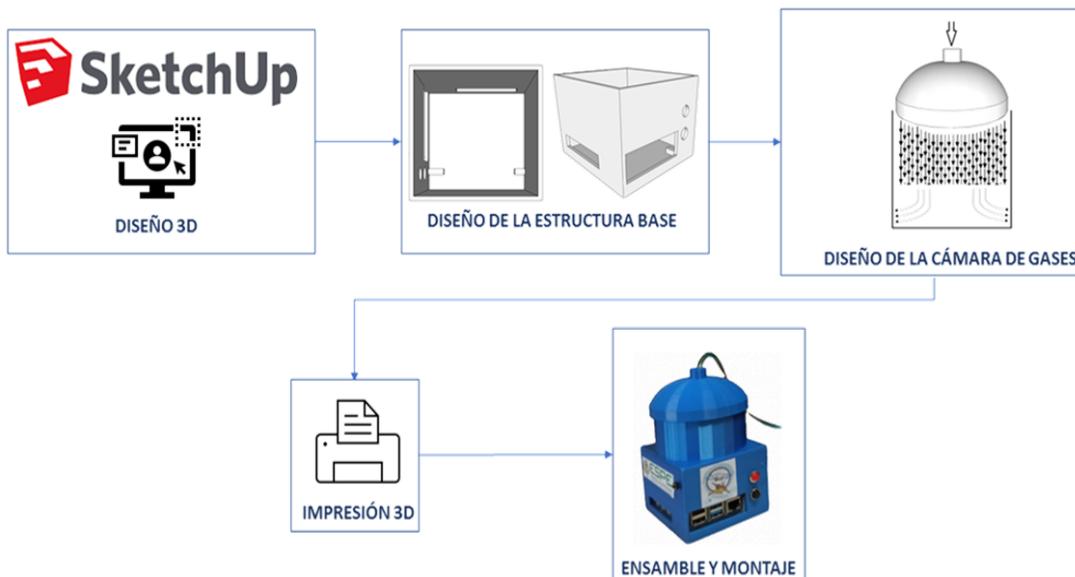
Finalmente, cada una de las pestañas va a permitir al personal médico interpretar los resultados mostrados en la interfaz gráfica, para determinar el comportamiento de los gases en la exhalación humana y diagnosticar posibles biomarcadores desencadenantes de enfermedades, que al aplicar la nariz electrónica pueden ser capaces de detectar a tiempo.

2.1.3. Diseño mecánico de la nariz electrónica.

Una de las partes importantes del diseño es la parte mecánica y de fluidos, se indago en modelos preestablecidos (SketchUp) a fin de obtener mejores resultados en las pruebas previas al ensamblaje final, el diseño de la estructura de comunicación es una de las partes más importantes ya que es donde se implementará las tarjetas necesarias para la comunicación, en el diseño de la cámara de gases se priorizo el captar las muestras del aire exhalado en forma de flujo laminar, que es uniforme y se distribuye de manera vertical a cada sensor evitando los espacios de holgura. El siguiente paso es la impresión en 3D del diseño para finalmente ensamblarlo y montarlo; como se observa en la Figura 77.

Figura 77.

Proceso para el desarrollo mecánico de la nariz electrónica.



Diseño de la estructura base.

La estructura base es una parte mecánica fundamental para el almacenamiento y cuidado de las tarjetas, cables y demás accesorios necesarios para que la conexión de los elementos que contiene la cámara de gases con esta estructura.

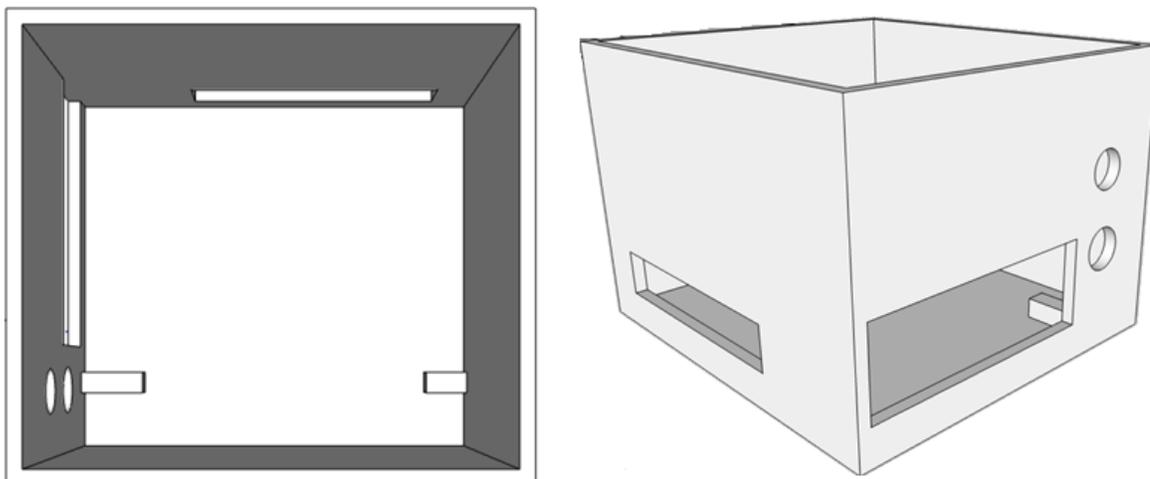
Los parámetros principales tomados en cuenta para el diseño de la estructura base son las medidas de las tarjetas, cables, placa y demás elementos que van a estar dentro de ella. Las medidas correspondientes a cada una de las tarjetas se las obtuvo de las hojas de especificaciones de los fabricantes en especial la base para el anclaje de la tarjeta Raspberry que es el elemento de mayor tamaño.

A continuación, se colocan los elementos dentro de la estructura y se verifican los espacios o accesos que posibiliten el uso de periféricos de entrada y salida,

alimentación externa, conexiones externas como HDMI, etc., de la tarjeta Raspberry que se visualiza en la Figura 78.

Figura 78.

Diseño de la estructura para las tarjetas.



Lo fundamental del diseño de la estructura, es asegurar la conexión de las tarjetas con la cámara de gases y hacerlo lo más herméticamente posible, por lo que, se toman en cuenta las dimensiones exactas de la tarjeta Raspberry Pi 4 (88x58x19.5mm) y las dimensiones de la tarjeta Arduino NANO (45x18mm), que irán aquí alojadas; se busca, además, acoplar las tarjetas con los sensores en el espacio correspondiente para minimizar las perturbaciones que puedan afectar en la toma de muestras. La tarjeta Raspberry Pi 4 cuenta con una protección que se coloca en la base de la estructura, dejando espacio para el cableado que va hacia la placa y donde se coloca el Arduino NANO, por último, se conectan los botones externos que ayudan en la toma de muestras de los participantes.

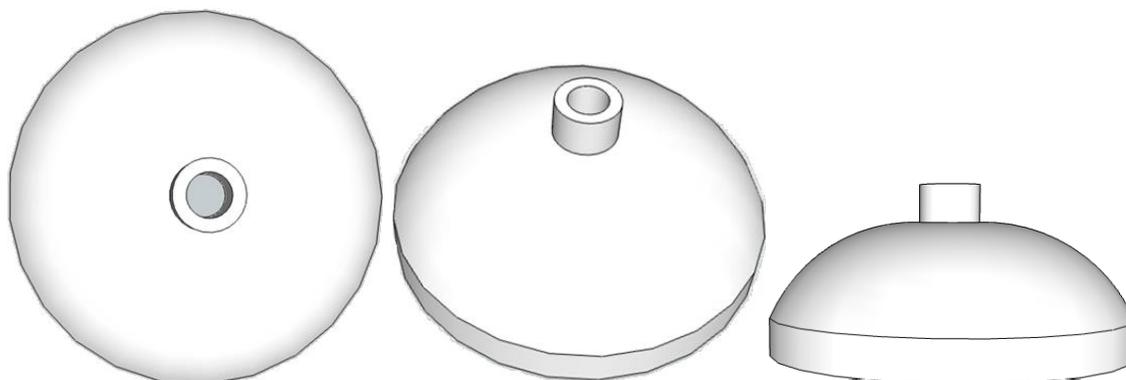
Diseño de la cámara de gases.

Una vez obtenida la estructura base, la cámara de gases es parte esencial del diseño, ya que dependiendo el tipo de flujo y la cantidad de aire exhalado que llegue a distribuirse dentro de esta va a perimir una óptima recolección de los datos, por lo que se ha dispuesto construirla en dos partes, el recipiente que se conecta a la estructura y la tapa, la cual conectara la mascarilla tipo Venturi, al recipiente.

El diseño de la tapa debe ser tipo esférico para mejorar la dirección del flujo a través de la cámara de sensores, además de una abertura de 10mm de diámetro en la parte superior para el ingreso del aire exhalado a través de la manguera de la mascarilla, por lo que se dispuso una tapa de tipo dosificadora y falda larga que emboque en la boca y cuerpo del recipiente y pueda extraerse fácilmente, como se observa en la Figura 79.

Figura 79.

Diseño de la tapa de la cámara de gases.

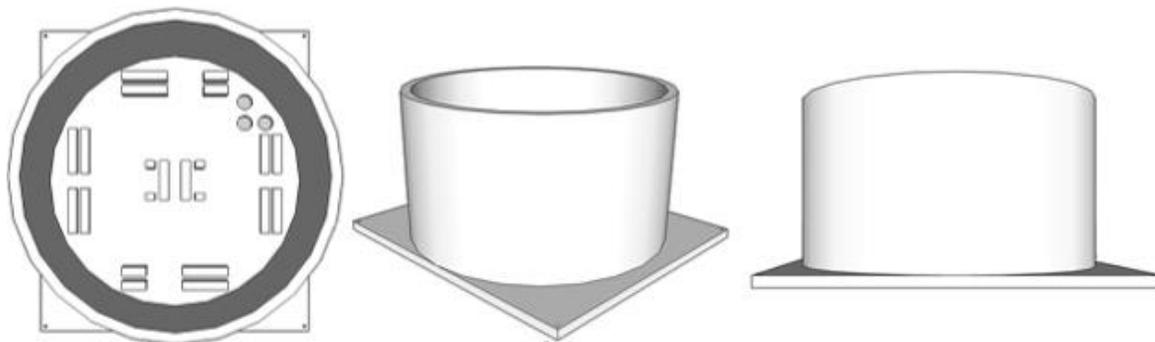


El recipiente es una estructura en forma circular unido directamente a la estructura base y que contendrá la matriz de sensores (capítulo 2, sección 2,1,1) y el espacio para la conexión de los cables, aproximadamente de 75mm de diámetro y 50 mm de altura, considerando la altura de los sensores DHT11, de tal forma que logre

distribuir uniformemente el aire exhalado y llegue a cada carcasa encapsulada una cantidad considerable de datos, como se puede observar en la Figura 80.

Figura 80.

Diseño del recipiente de la cámara de sensores.

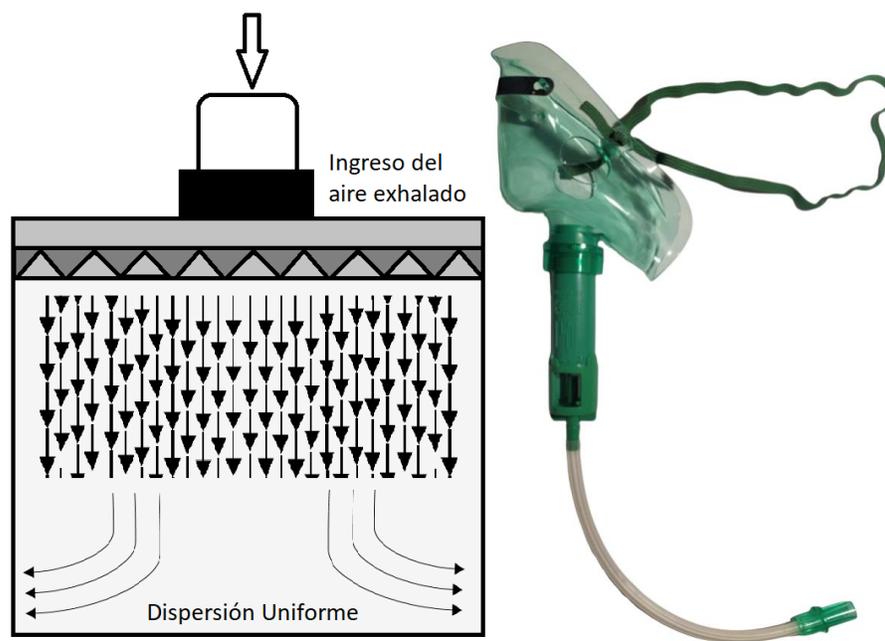


Flujo que ingresa a la cámara de sensores.

La base de una correcta medición y toma de datos de los sensores, está relacionada con la forma del flujo de aire exhalado que ingresa a la cámara de gases; en la literatura se encontró que existen dos tipos de flujo: el laminar y el turbulento, para nuestro dispositivo es indispensable que el ingreso sea de tipo laminar y la muestra se distribuya uniformemente a cada sensor. Dicho esto, se tienen en cuenta varios factores que inciden de forma directa en la toma de muestras, como la cámara de gases, el tipo de mascarilla, la longitud y diámetro de la manguera que tienen relación con la velocidad a la que ingresa el aire a la cámara de gases, la manguera de la mascarilla de Venturi es de máximo 40cm de largo, ya que con esta longitud se concentra y canaliza el aire de manera directa a la cámara de gases y por consiguiente la manera en que ingresa el flujo de exhalado, tal como se observa en la Figura 81.

Figura 81.

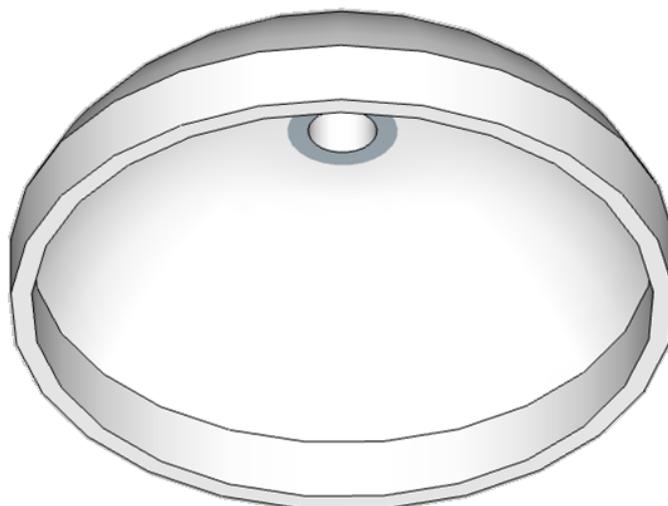
Ingreso de flujo a la cámara de gases y mascarilla.



Con el aire ingresando a manera de flujo laminar a la cámara de gases, se asegura que la muestra fluya de manera ordenada, estratificada y suave sin entremezclarse entre sí, en el diseño se consideró que el ingreso de aire exhalado a la cámara de gases siga una línea fija de corriente de flujo hacia cada uno de los sensores, lo que evita los ínfimos espacios de holgura existentes para que no se creen turbulencias afectando a una correcta medición de las muestras, esto se logró a través de una tapa de tipo domo circular y falda larga que cuenta con un orificio de 1mm de diámetro en la parte superior, como se observa en la Figura 82.

Figura 82.

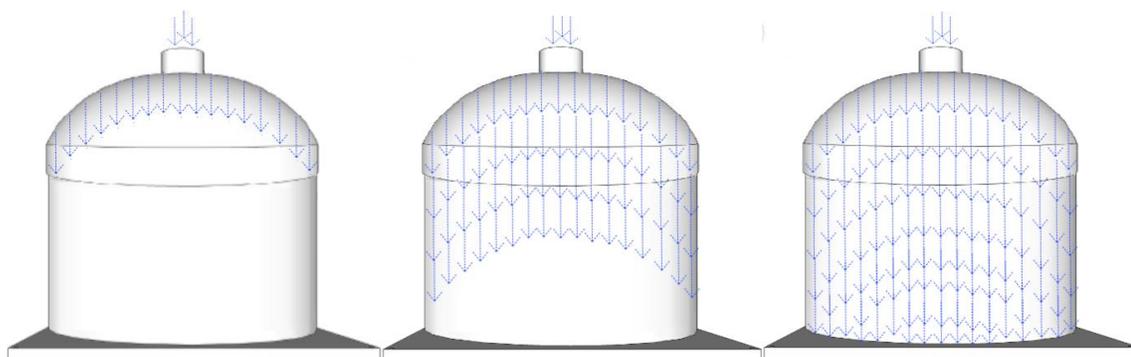
Tapa del dispositivo.



Por lo anteriormente mencionado, se realizó una simulación del aire exhalado en la cámara de gases impulsado a través la manguera de mascarilla tipo Venturi, el cual verifica el cumplimiento de las condiciones que son la distribución del aire a través de la cámara de gases, la velocidad con que se exhale y el tiempo de exhalación, como se detalla en la Figura 83.

Figura 83.

Simulación de la distribución del aire exhalado en la cámara.



El diseño de la tapa es idóneo tanto para el ingreso de aire exhalado y captación de las muestras como para la ventilación y desinfección de la cámara de gases ya que su extracción es fácil.

2.2. Implementación

Una vez encontrados los diseños correspondientes, se procederá a la implementación del Hardware y Software como se detalla a continuación.

2.2.1. Montaje de la matriz de sensores

Para el montaje de la Matriz de sensores se siguió unos pasos que se detallan a continuación:

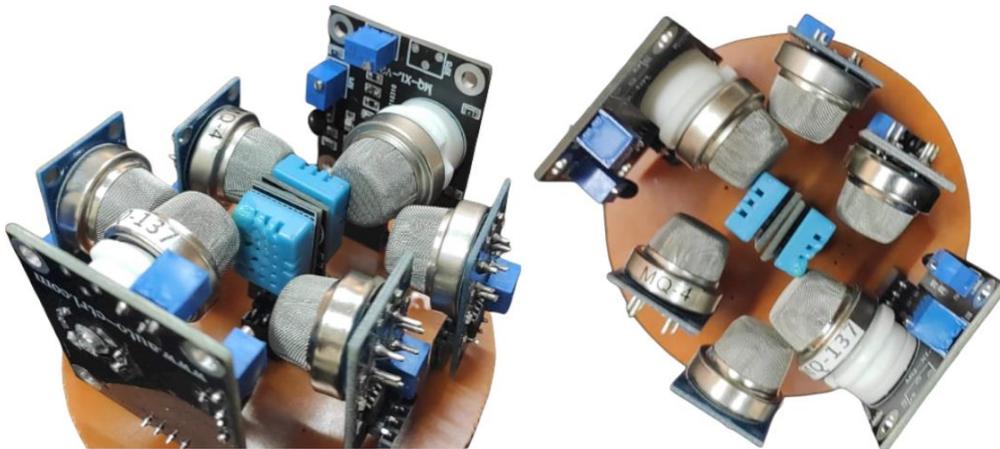
1. Crear el diagrama esquemático en el software Proteus.
2. Recolectar los materiales siguiendo el método de grabado con ácido (Indumentaria de protección, placa de cobre, papel satinado, plancha, agua caliente, recipiente para disolución de ácido, ácido férrico y minitaladro)
3. Imprimir el diseño PCB en el papel satinado.
4. Planchar por al menos 5 minutos el diseño PCB sobre una placa de cobre circular de 75mm de diámetro.
5. Colocarse la indumentaria de protección (mandil, gafas y guantes sintéticos).
6. Para verificar que quede impreso las líneas del diagrama esquemático, se coloca agua caliente en la placa para retirar el papel satinado.
7. En el recipiente se diluye el ácido férrico en agua hirviendo y se coloca la placa PCB.
8. Mover la baquelita hasta que se disuelva el cobre y queden las pistas del diagrama esquemático original.
9. Una vez fría el agua sacar la placa y limpiarla, para proceder a perforarla con el mini taladro donde irán colocados los sensores correspondientes.

10. Una vez colocados los pines de los sensores en las perforaciones de la placa se aplica el estaño

Considerando el diseño de forma hexagonal (capítulo 2, 1,3), se colocan los sensores de humedad y temperatura en la mitad de la placa y los sensores de gases alrededor apuntando la carcasa encapsulada hacia el centro y se suelda con estaño, como se puede observar en la Figura 84.

Figura 84.

Montaje de los elementos en la placa impresa.



2.2.2. Montaje en la estructura base

Implementación con la impresora 3D.

Después de obtener el modelo con el software SketchUP en formato .STL, se realiza la impresión 3D de la estructura base y la cámara de gases a través de un programa laminador en el cual se carga el archivo en la impresora. Se obtiene el modelo final impreso que conforma un dispositivo sólido e uniforme ya que su material fue politereftalato de etileno (PET), como se observa en la Figura 85.

Figura 85.

Impresión 3D de la estructura base.

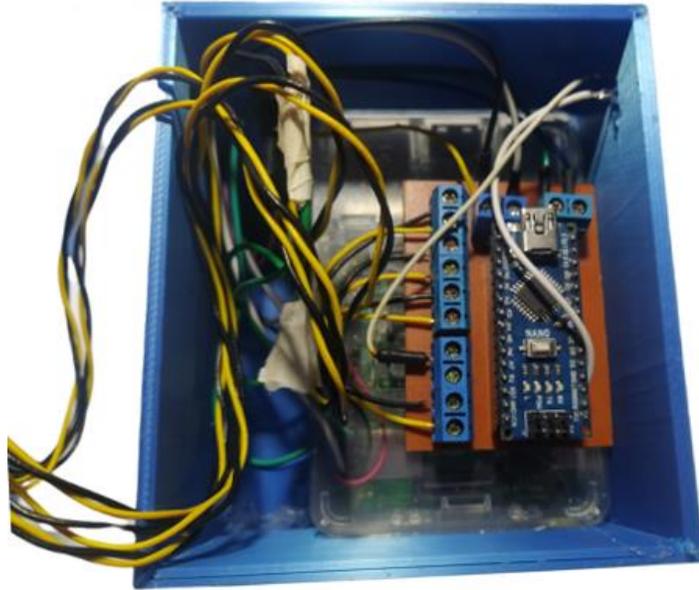
**Montaje de las tarjetas en la estructura base.**

Para el montaje de las tarjetas en la estructura base de la Figura 86 se realiza los siguientes pasos:

1. En la base del diseño se coloca un zócalo para asegurar a la tarjeta Raspberry Pi 4, ya que en esta está incorporada una carcasa protectora.
2. Sobre esta se coloca la tarjeta Arduino NANO, fijada con silicona para evitar movimiento.
3. Finalmente se realizan las conexiones necesarias a través de los cables para enlazar a la cámara de gases.

Figura 86.

Montaje de las tarjetas.



Como parte del desarrollo se busca la correcta interacción entre los usuarios y el dispositivo por lo que cuenta con botones indicadores, asegurando un adecuado empleo cada vez que este se utilice, ya que simplifican el uso del dispositivo convirtiéndolo en una herramienta de sencilla utilización tanto para el personal técnico, como médico, como se visualiza en la Figura 87.

Figura 87.

Botones indicadores en el dispositivo.

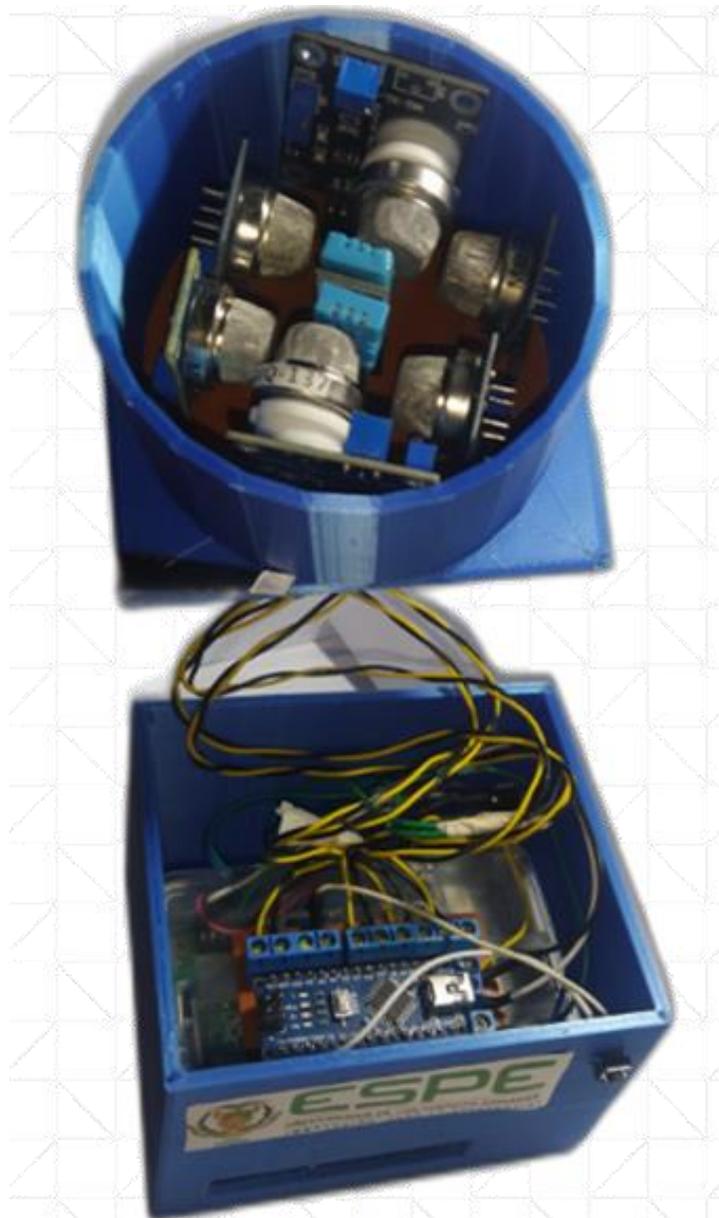


Ensamblaje de la estructura base con la cámara de gases

El paso final es asegurar la conexión entre la estructura base con la cámara de gases, para esto se fija con tornillos en sus cuatro esquinas evitando así posibles movimientos, como se muestra en la Figura 88.

Figura 88.

Montaje del dispositivo.



Por último, para completar la implementación, se coloca la tapa de tipo dosificadora de falda larga sobre la cámara de gases, como se observa en la Figura 89.

Figura 89.

Montaje del dispositivo.



Una vez ubicado la parte mecánica el producto final se detalla en la Figura 90.

Figura 90.

Implementación final del dispositivo.



El dispositivo completo permite captar las muestras de aire exhalado por las personas, se muestra los datos recolectados en la interfaz gráfica, permitiendo al personal médico analizar los datos y determinar los niveles de gases químicos en el cuerpo humano.

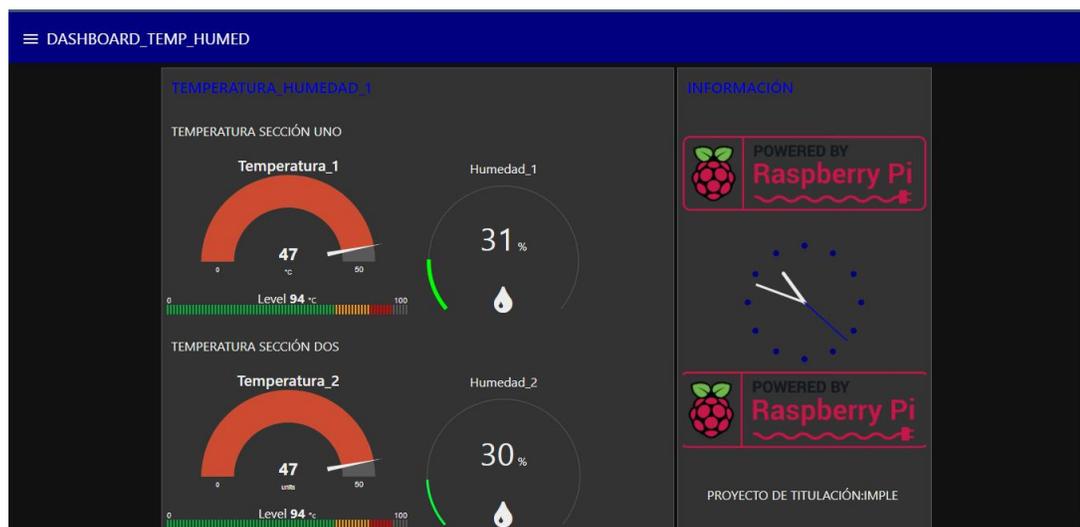
2.2.3. Navegación en la interfaz grafica

Con datos aleatorios preestablecidos se obtiene las gráficas de la interfaz, para conocer el funcionamiento de las 4 pestañas como se detalla en las Figuras siguientes:

En la Figura 91 se muestra el estado de los sensores de humedad y temperatura, los cuales determinan si están en óptimo funcionamiento para captar las muestras en la cámara de gases.

Figura 91.

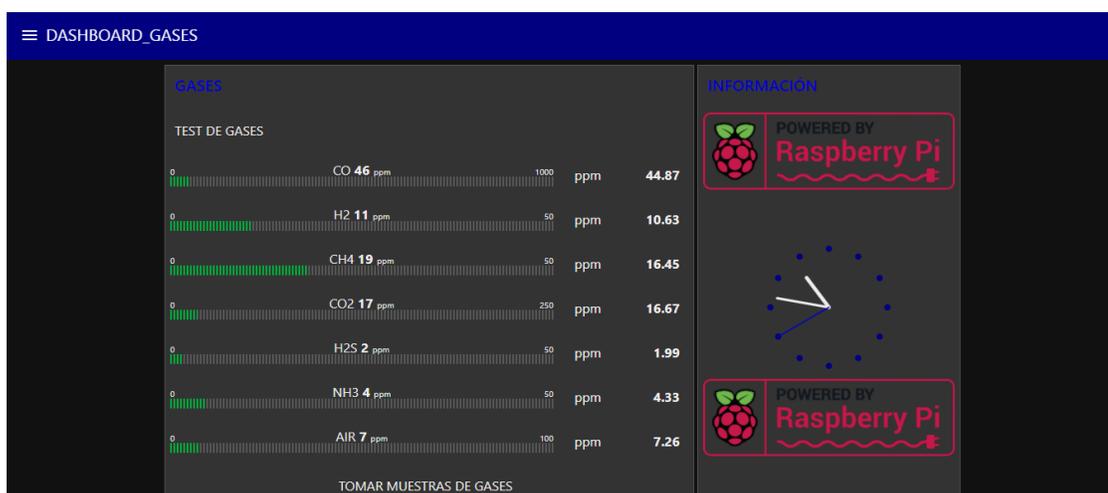
Ventana para los sensores de humedad y temperatura.



En la Figura 92 se muestra los sensores de gas en tiempo real en partes por millón (ppm); es decir cuando el paciente exhale se examina la interacción de las muestras captadas por la matriz de sensores en la cámara de gases.

Figura 92.

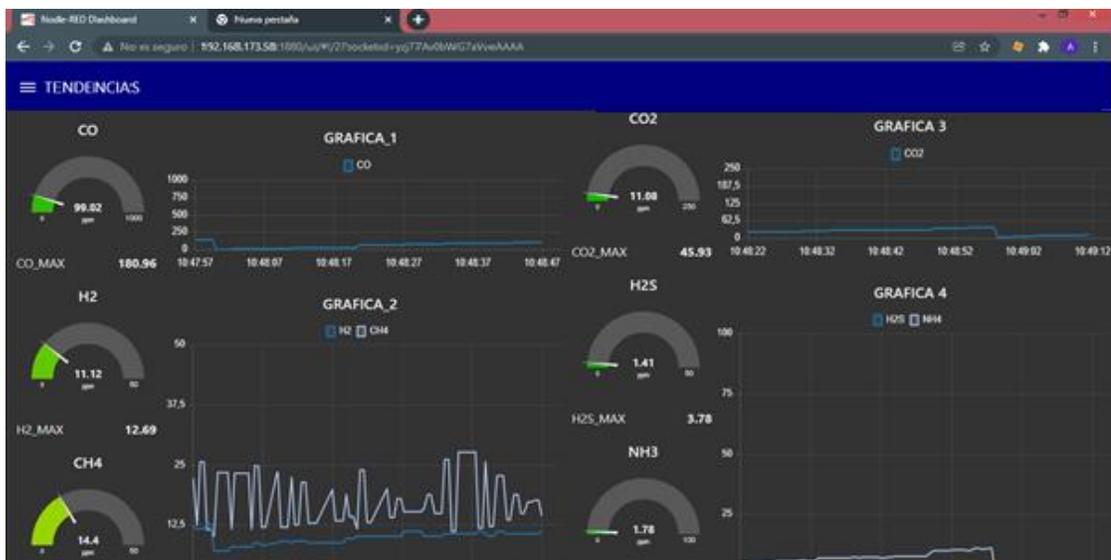
Ventana para la lectura en tiempo real de las muestras.



Una vez tomado las muestras se procesa para ver las gráficas generales desde la base de datos y los valores máximos a los que llego cada sensor, como se muestra en la Figura 93.

Figura 93.

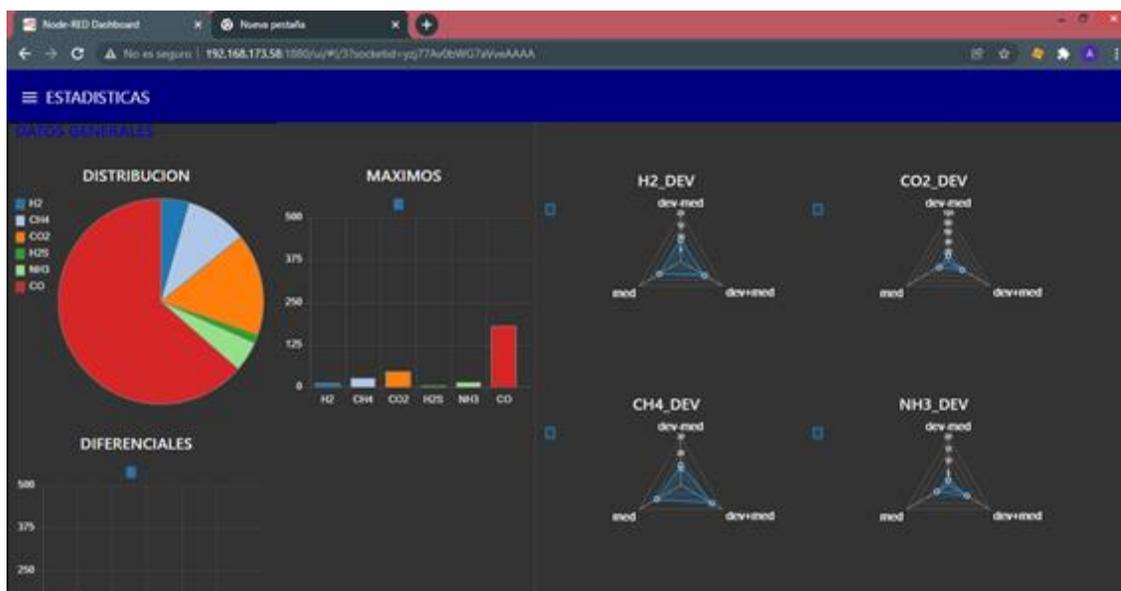
Ventana para la lectura acumulativa desde la base de datos.



Finalmente, en la Figura 94 se observa análisis estadístico donde se distingue la distribución los picos máximos, los diferenciales y la desviación normalizada.

Figura 94.

Ventana para el análisis estadístico de las muestras.



2.2.4. Conexiones entre Hardware (dispositivo) y Software (interfaz)

La conexión y comunicación entre hardware y software es primordial para la correcta toma de muestras y posterior visualización de resultados. La nariz electrónica al estar conectada con Node Red, posibilita la comunicación con dispositivos o computadores externos para de esta manera usar sus periféricos como el monitor, teclado y mouse; y así manipularla remotamente, como se observa en la Figura 95.

Figura 95.

Conexión de periféricos externos a la nariz electrónica.

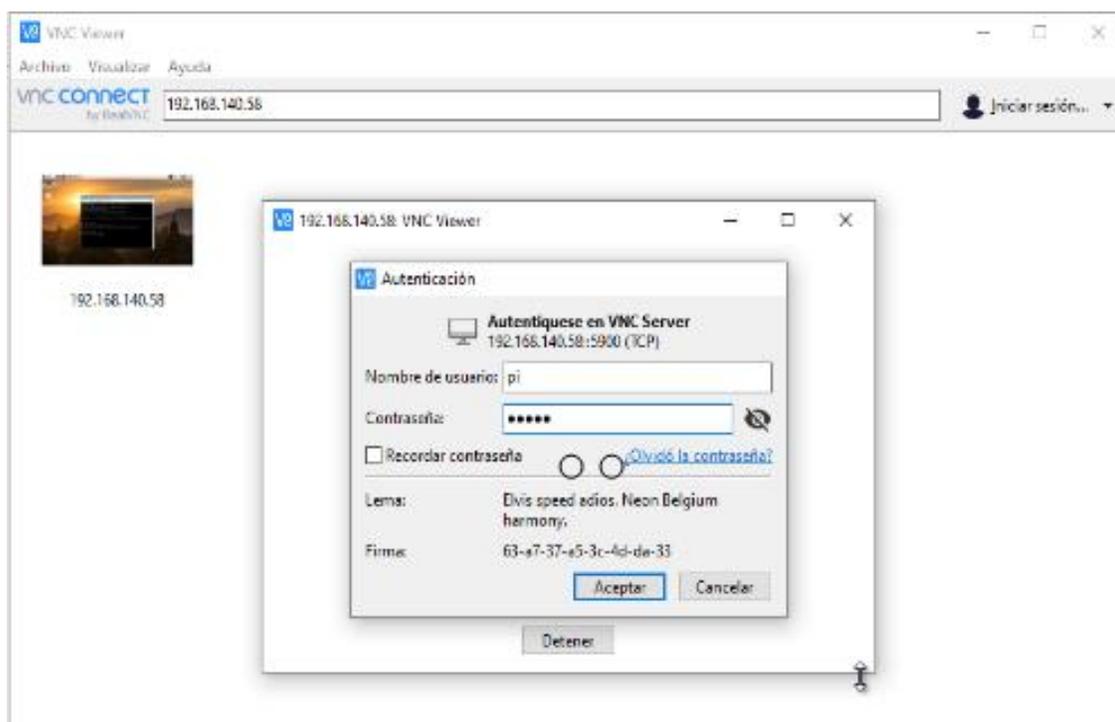


El computador o dispositivo externo y la nariz electrónica deben conectarse a la misma red WiFi, al conectar esta última se genera una dirección IP que es la necesaria para completar el enlace a través del Node Red.

En la Figura 96 se visualiza la conexión del VNC Viewer y el ordenador, donde se ingresa la dirección IP obtenida de la nariz electrónica, y en el asistente se debe ingresar el usuario y la contraseña para asegurar la comunicación.

Figura 96.

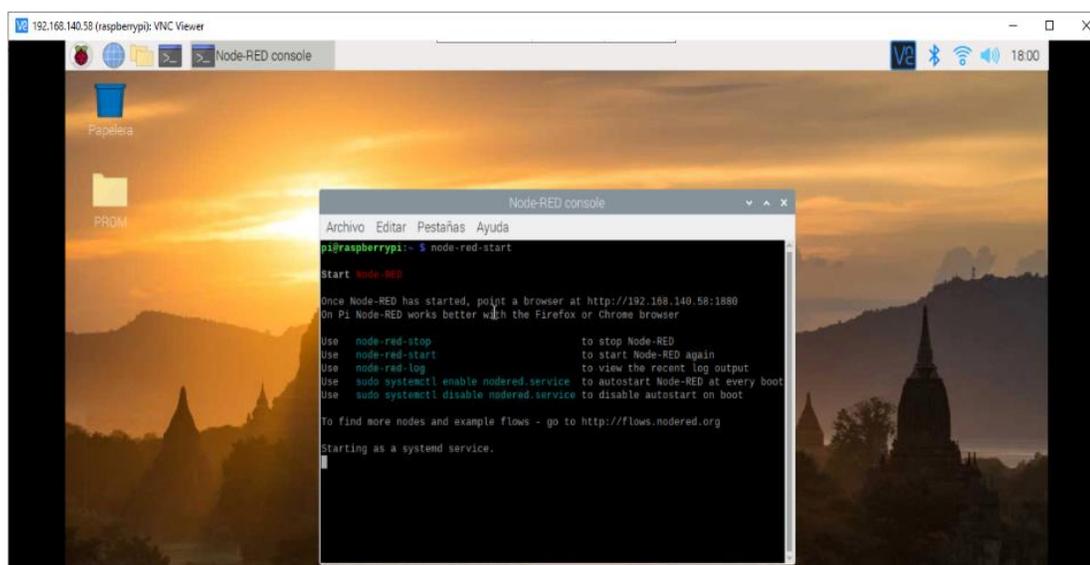
Conexión de periféricos externos a la nariz electrónica.



El siguiente paso es inicializar el Node Red a través del *LX Terminal* de la tarjeta Raspberry Pi, y con la ayuda de las teclas de desplazamiento se selecciona “node red start”, como se observa en la Figura 97.

Figura 97.

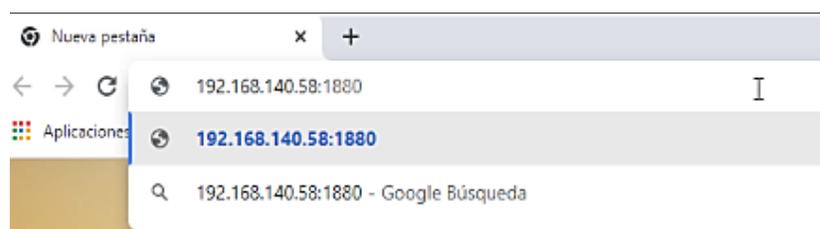
Inicialización de la comunicación entre hardware y software.



Al realizar esto se confirma el enlace y con la dirección IP y el código " :1880" agregado al final de la dirección se puede ingresar al editor de la interfaz gráfica diseñada desde cualquier navegador (Google Chrome de preferencia), como se observa en la Figura 98.

Figura 98.

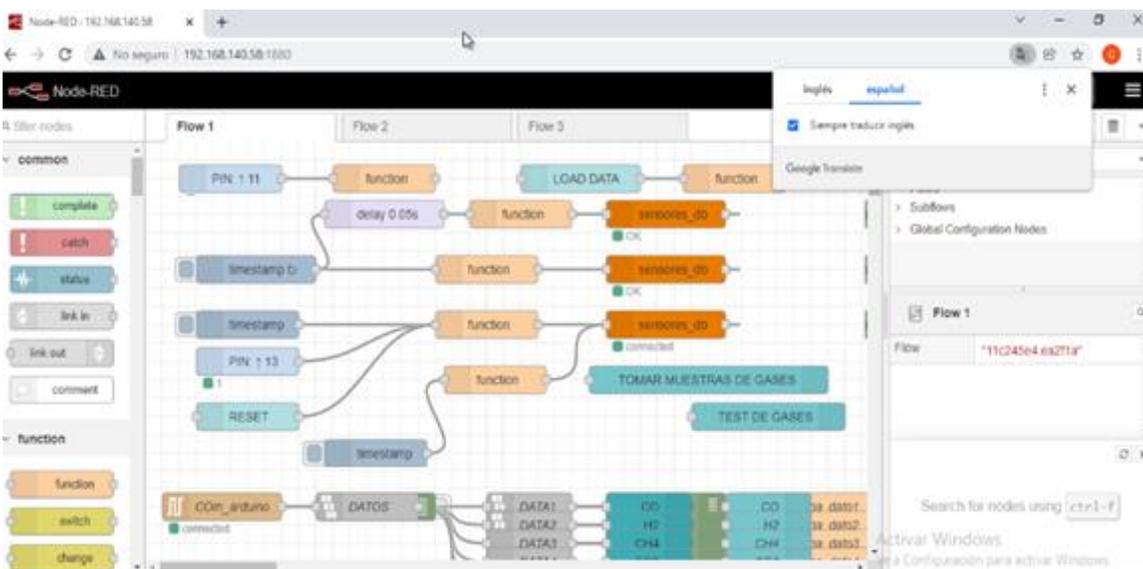
Ingreso a Node Red con la dirección IP y :1880.



En la figura 99 se observa el flow 1 desde la página Node Red, aquí se puede editar todas las funciones detalladas en el capítulo 2, sección 2.1.2.

Figura 99.

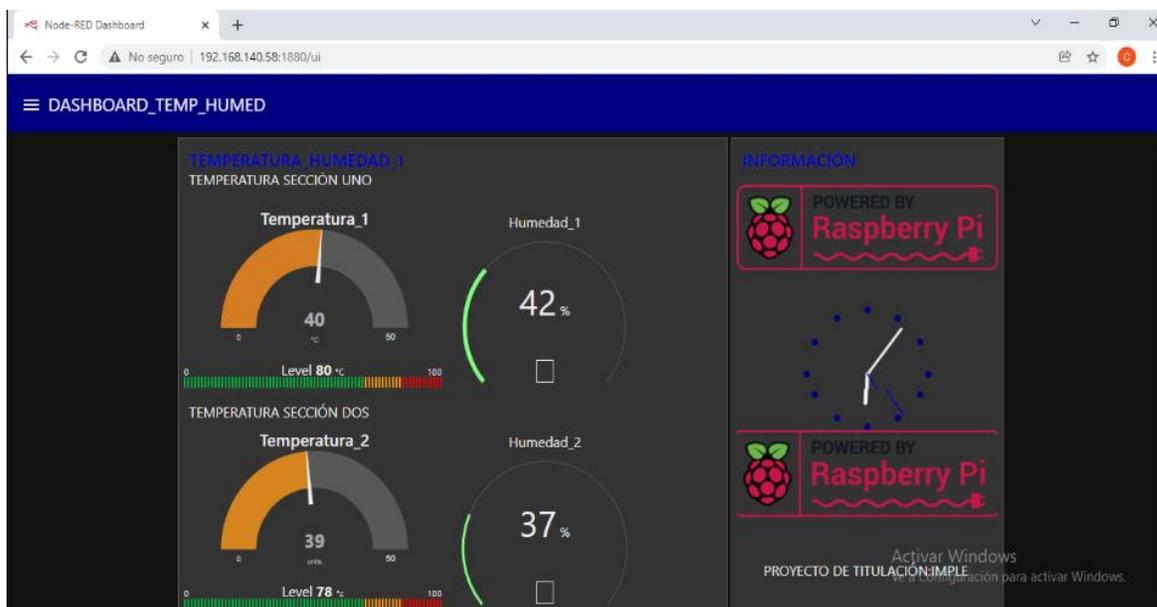
Ingreso a los flow de la página de Node Red.



Por último, para visualizar la interfaz gráfica final y las pestañas para la recolección de datos y su posterior visualización de resultados, se agrega el código `":1880/ui"` al final de la dirección IP, como se observa en la Figura 100.

Figura 100.

Ingreso a la interfaz gráfica.



Realizada la conexión entre hardware y software se procede a la recolección y toma de datos de los sensores por medio de la interfaz gráfica diseñada. En la Figura 101 se observa las muestras recolectadas de una participante a través de la nariz electrónica.

Figura 101.

Conexión de la manguera de mascarilla y el dispositivo.



A la participante se le solicitó sentarse en una posición cómoda ya que el proceso durará 5 minutos, aquí se le explica el proceso y propósito del estudio; posterior se le coloca la mascarilla de Venturi cubriendo su nariz y boca para finalmente emita exhalaciones profundas; en tiempo real se puede observar en el monitor como varían los compuestos, y finalmente los datos que se guardan en la base correspondiente.

Capítulo III

3. Generación de modelo discriminatorio

3.1. Pacientes y método.

3.1.1. *Diseño de estudio y definición de los grupos*

Para el estudio piloto se planteó el diseño de muestreo a criterio no probabilístico, donde fueron seleccionados un total de 19 personas (población de estudio); Para los criterios de inclusión en este estudio se requirió la aceptación individual donde se estableció dos grupos (hombres y mujeres), de entre 20 y 25 años; se consideró como muestra excluyente a personas con antecedentes de alcoholismo y tabaquismo.

Tomando en cuenta los riesgos por el contagio del SARS-Cov-2 y cualquiera de las variantes, a todos ellos se les aplicó los necesarios protocolos de bioseguridad; ningún participante presentó signos o síntomas de enfermedad.

El estudio piloto se realizó en participantes clínicamente sanos para detectar los compuestos químicos (COV's) presentes en el aliento exhalado; el cual fue supervisado por el doctor Enrique Terán (Anexo D), bajo las siguientes consideraciones:

- Sujetos de prueba (pacientes/participantes), de entre 20 y 25 años.
- No antecedentes de enfermedades hereditarias.
- No toma medicamentos al menos durante los últimos 3 meses.
- No consume alcohol, tabaco o sustancias sujetas a fiscalización.
- No acude con frecuencia a centros médicos, doctor particular o subcentros de salud.

- Dentro de los últimos 3 meses obtuvo resultados satisfactorios en servicio de laboratorio o exámenes médicos realizados.
- Antecedentes de enfermedades respiratorias agudas, graves de SARS-Cov-2, variantes de esta o enfermedades pulmonares.

Además, en la vigilancia de la toma de muestras se plantea como criterio de exclusión técnico a:

- Participantes que no realizan la exhalación final, capítulo 1, sección 1,6,3.
- Movimiento del participante durante la toma de muestras, lo que imposibilita tomar datos de manera ininterrumpida.

Por lo antes mencionado se buscó manejar las muestras de manera técnica, misma que cumpla con las disposiciones ambientales y normas legales acorde a la ley vigente.

En el Anexo B se detalla el resumen de cada participante del estudio de los datos principales, como son nombre, apellido, edad, sexo, si presento o no SARS-Cov-2 o cualquiera de sus variantes y antecedentes generales.

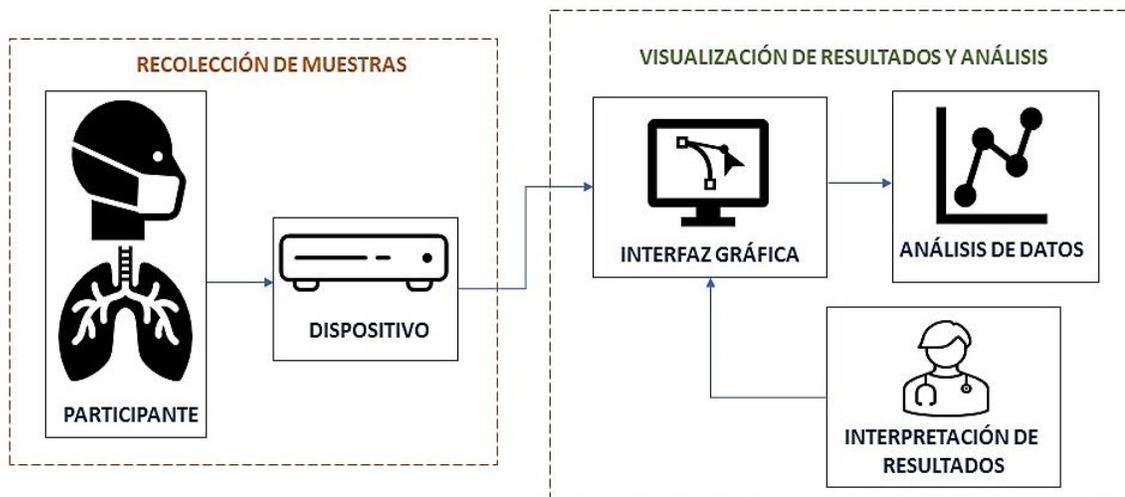
3.1.2. Toma de muestras

En este estudio se considera a la toma de muestras como el punto de partida para obtener los datos de cada compuesto, por lo cual es necesario proteger la integridad las muestras y se logra realizando la vigilancia en la toma de muestras para garantizar mediciones fiables.

En la Figura 102 se detalla el procedimiento para la recolección de muestras y la visualización de resultados y análisis.

Figura 102.

Proceso para toma de muestras.



Es esencial preparar el equipo para cada participante, cada uno utilizó una mascarilla diferente, el participante debe mantener calma y sentarse en una posición cómoda durante al menos 5 minutos que dura el procedimiento.

A los participantes del estudio se les realizó una explicación detallada del proceso de la toma de muestras y el propósito de estudio; se les solicitó mantener su boca cerrada durante al menos un minuto colocada la mascarilla tipo Venturi.

Al iniciar con la toma de muestras, se aconseja una inhalación profunda y exhalar el aire con todas sus fuerzas, ya que representaría el aire exhalado final, repetir el proceso 3 veces mientras la nariz electrónica recopila y muestra los datos en la interfaz gráfica.

En el Anexo C, se observa la ficha de aceptación de tres participantes del grupo de investigación para determinar si pueden o no formar parte del estudio.

3.1.3. Modelo discriminante de gases

Es una técnica estadística multivariante, cuya finalidad es analizar si existen diferencias significativas entre grupos de cada gas detectado con respecto a un conjunto de variables medidas sobre los mismos, con el fin de, explicar en qué sentido se dan y proporcionar procedimientos de clasificación sistemática los grupos analizados. Para este estudio se consideraron puntos máximos y mínimos de las muestras recolectadas para ser analizadas y posteriormente excluidas si tienen discrepancia con la mayoría de valores. Así se logró la estandarización de nivel de cada compuesto detallado en la Tabla 9.

Tabla 9

Compuestos estudiados.

Compuesto	Símbolo Químico	Tipo
Monóxido de carbono	CO	Inorgánico
Dióxido de carbono	CO ₂	Orgánico
Metano	CH ₄	Orgánico
Amonio	NH ₃	Inorgánico
Ácido sulfhídrico	H ₂ S	Inorgánico
Hidrogeno	H ₂	Inorgánico

3.1.4. Generación del modelo

Cada compuesto consta con una descripción base de las diferencias detectadas en cada toma de muestras, por consiguiente, se logra una predicción de pertinencia. El análisis estadístico consiste en determinar las zonas acumulativas mediante gráficos radiales, las zonas extensas con gráficos de cajas y bigotes y la zona de mayor

influencia que es la mediana. De este modo, las muestras obtenidas en el análisis estadístico permiten mejorar los indicadores discriminantes.

Capítulo IV

4. Resultados Obtenidos

En este apartado se detalla los resultados de diseño de hardware, software, análisis y validación de datos mediante el uso de la nariz electrónica para detectar compuestos químicos (COVs). Estos estudios fueron realizados a través del aliento humano, donde el participante exhala en la mascarilla de Venturi y este el flujo atraviesa la mascarilla hasta llegar a la cámara de gases, aquí la matriz de sensores se encarga de detectar las muestras y posteriormente las muestra en una interfaz gráfica para que el personal médico identifique los biomarcadores desencadenantes de enfermedades.

En este estudio piloto, se ha analizado los COVs presentes en el aire exhalado de 14 pacientes considerados clínicamente sanos, los cuales forman parte del estudio controlados por el doctor Enrique Terán de la Escuela de Medicina de la Universidad San Francisco de Quito, con la población de estudio seleccionada se toma las muestras a través de la nariz electrónica y estos se suben a la base de datos correspondiente. Esta base permite el análisis de cada compuesto estudiado, lo que posibilito estandarizar y graficar el modelo discriminante de gases de cada compuesto detectado con el dispositivo.

Los resultados alcanzados se pueden observar en los análisis correspondientes a cada apartado como se muestra a continuación:

4.1. Población elegible para el estudio

La población elegible permite extraer los datos necesarios para el análisis y posterior estandarización de los compuestos químicos para así confirmar la hipótesis

planteada, por lo cual se procede a tomar muestras de 19 participantes realizando el procedimiento explicado en el capítulo 3 sección 3.1.2.

Los participantes de la población de estudio tienen edades que oscilan entre 20 y 25 años considerados clínicamente sanos, donde la mayor porción la ocupa el sexo masculino con el 63.16 % como se detalla en la Tabla 10.

Tabla 10

Población de estudio.

Edades	Población	F	% F	M	% M
20	8	3	15.79 %	5	26.32 %
21	2	1	5.26 %	1	5.26 %
22	1	0	0	1	5.26 %
23	0	0	0	0	0
24	3	1	5.26 %	2	10.53 %
25	5	2	10.53 %	3	15.79 %
Total	19	7	36.84 %	12	63.16 %

La tabla detalla la población que fue distribuida en dos grupos de acuerdo al sexo y a las edades correspondientes a cada uno de ellos, al tomar las muestras, los datos de los 6 compuestos se visualizan en la base, pero estos se encuentran agrupados por participante, por lo que se aplicó medidas de dispersión para evaluar cada compuesto y como estos se diferencian entre sí, separando los compuestos en el software Excel, como se observa en la Figura 103.

Figura 103.

Organización de los datos por compuesto.

43	12,79	12	15,92	8,82	7,89	9,01	11,14	6,42
	CO	H2	CH4	CO2	H2S	NH3	datos generales	+

A fin de que el personal médico logre interpretar y describir la información que visualizan en la interfaz gráfica y determinen posibles biomarcadores, se trabaja con la población de estudio y se separa a aquellos participantes quienes no cumplen los criterios técnicos o médicos para la investigación mencionados en el capítulo 3 sección 3,1,1, a fin de obtener la muestra; por lo tanto, en las Figuras presentadas a continuación se detalla la representación en forma de barras laterales y graficas radiales para especificar que pacientes formaran la muestra.

Criterio de eliminación técnico

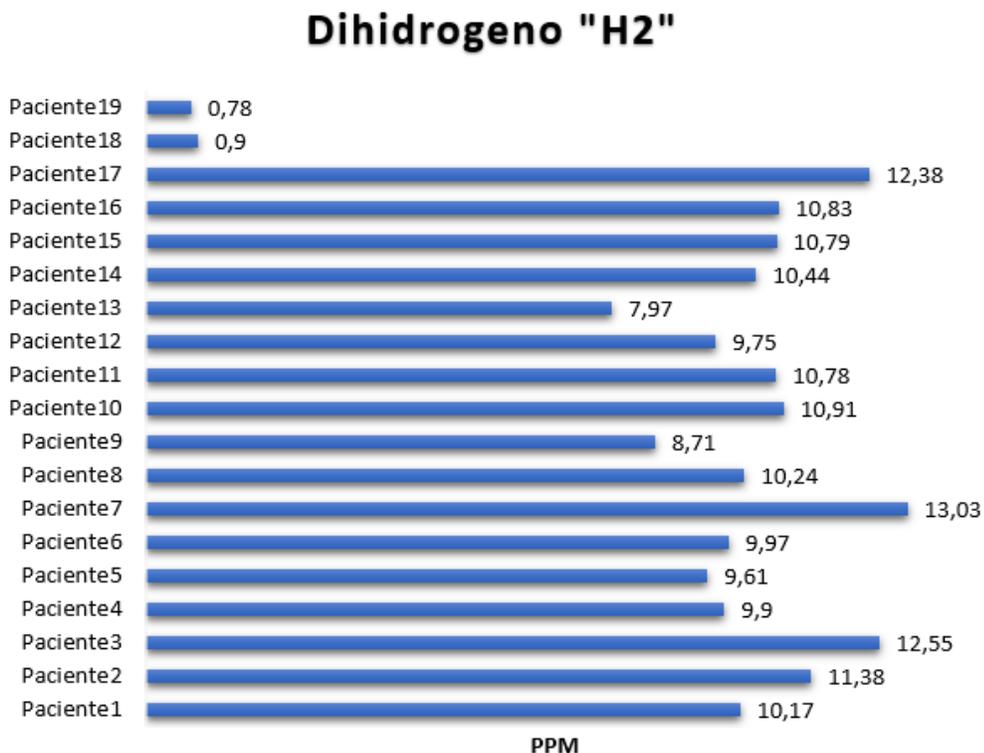
Para verificar la cantidad de los datos recolectados, se separaron los datos de cada compuesto y se los analizaron a través de representación en barras laterales, donde una vez tomadas las muestras y analizadas se apreció que, dos de ellos tienen valores muy ínfimos en relación con el resto de pacientes. Esto puede ser ocasionado por una mala toma de las muestras ya que no llegó la suficiente cantidad de aire exhalado a los sensores para que los mismos sean medidos, por lo que se aplicaría un criterio de exclusión técnico.

Representación en barras del dihidrógeno

Las gráficas en barra del dihidrógeno de la Figura 104 mostraron valores medidos similares entre los participantes, sin embargo, se observan que dos de ellos son extremadamente bajos y difieren de las demás muestras. Estos datos pertenecen a los pacientes 18 y 19 con 0.9 PPM y 0.78 PPM respectivamente, lo que denota una anomalía claramente visible en la gráfica, por lo que es necesario aplicar un criterio de exclusión técnico para que no afecten la muestra.

Figura 104.

Representación en barras laterales del Dihidrógeno.



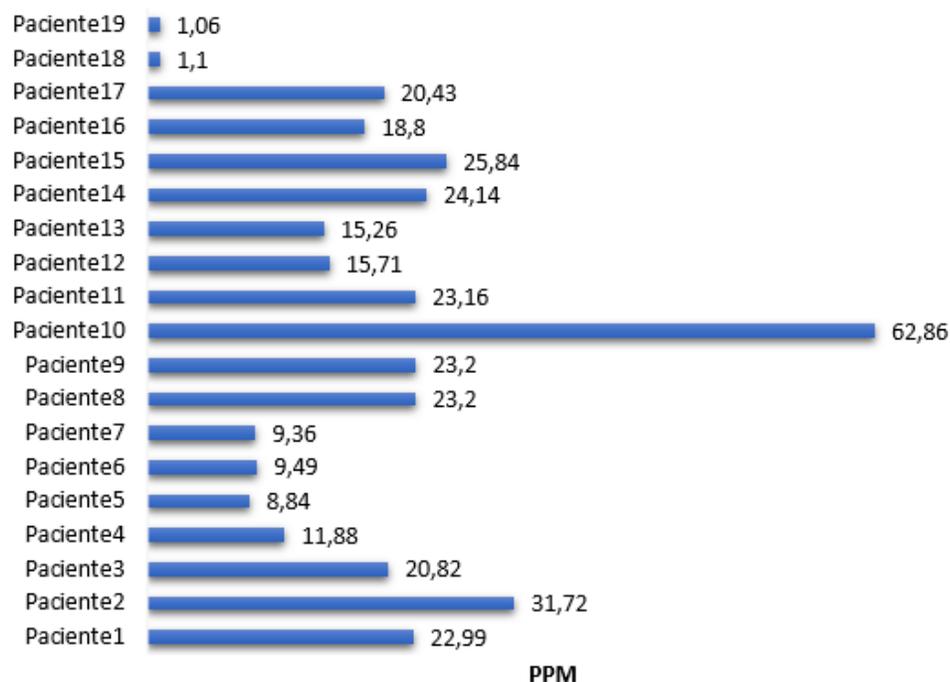
Representación en barras del Metano

En este compuesto, las gráficas de barras de la Figura 105 muestran uniformidad en sus valores medidos y al igual que en el compuesto anterior son los pacientes 18 y 19 los que presentan una anomalía claramente visible con un valor de 1.1 PPM y 1.06 PPM respectivamente. A estos pacientes se suma el paciente número 10 que presenta un valor alto de 62.86 ppm en comparación al resto. Los valores ínfimos son eliminados con un criterio técnico, mientras que los valores altos son analizados con un criterio médico.

Figura 105.

Representación en barras laterales del Metano.

CH4

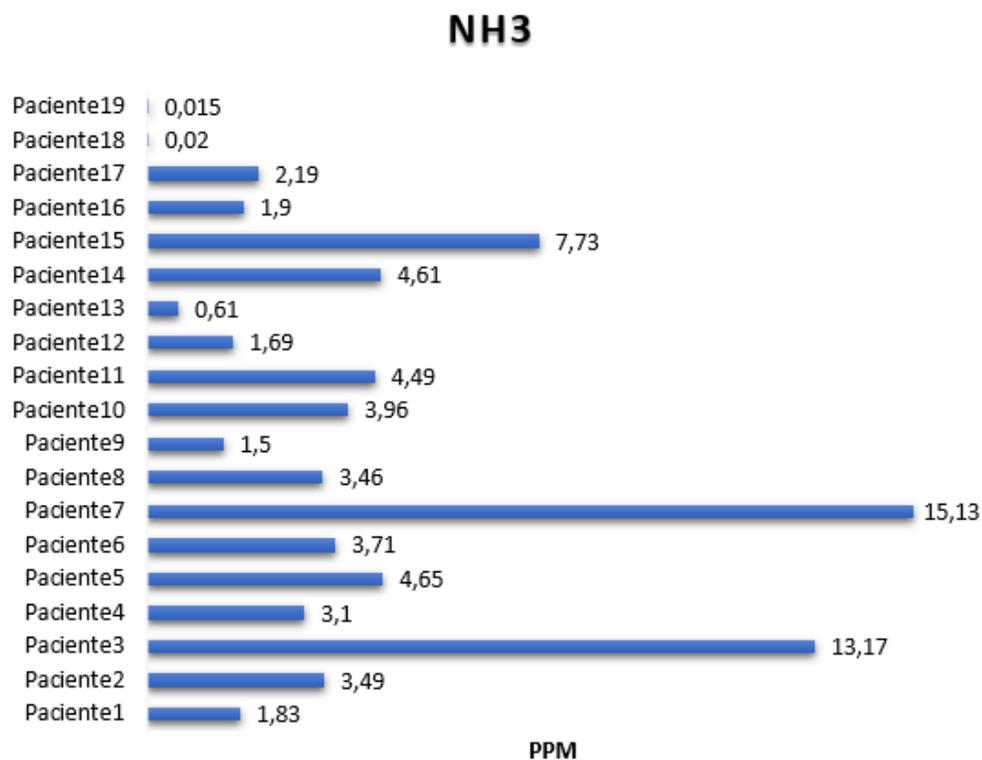


Representación en barras del Amoniaco

Se puede observar que las gráficas de barras de la Figura 106 que el amoniaco no presenta una uniformidad en la mayoría de sus compuestos, difiriendo claramente los valores de los pacientes 18 y 19 que tienen un valor muy pequeño de 0.02 PPM y 0.015 PPM respectivamente y que son eliminados por criterio técnico.

Figura 106.

Representación en barras laterales del Amoniaco.

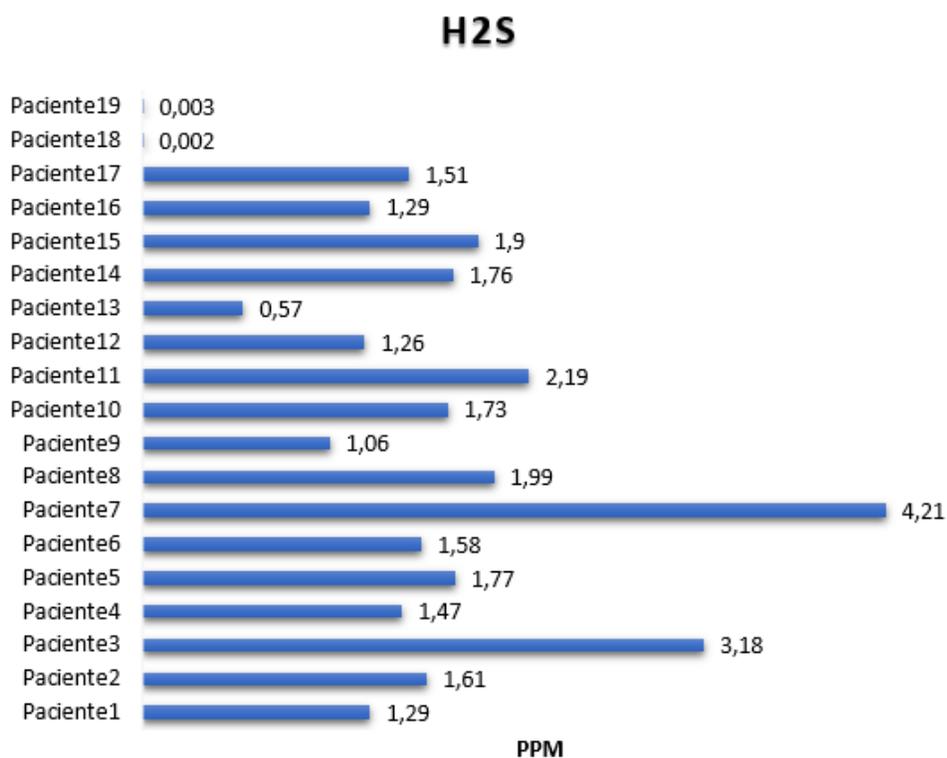


Representación en barras del Ácido Sulhídrico

En las gráficas de barras de la Figura 107 se observan que los valores de los pacientes 18 y 19 con 0.002 PPM y 0.003 PPM respectivamente son muy pequeños en comparación a los demás y se los elimina con un criterio técnico.

Figura 107.

Representación en barras laterales del Ácido Sulhídrico.

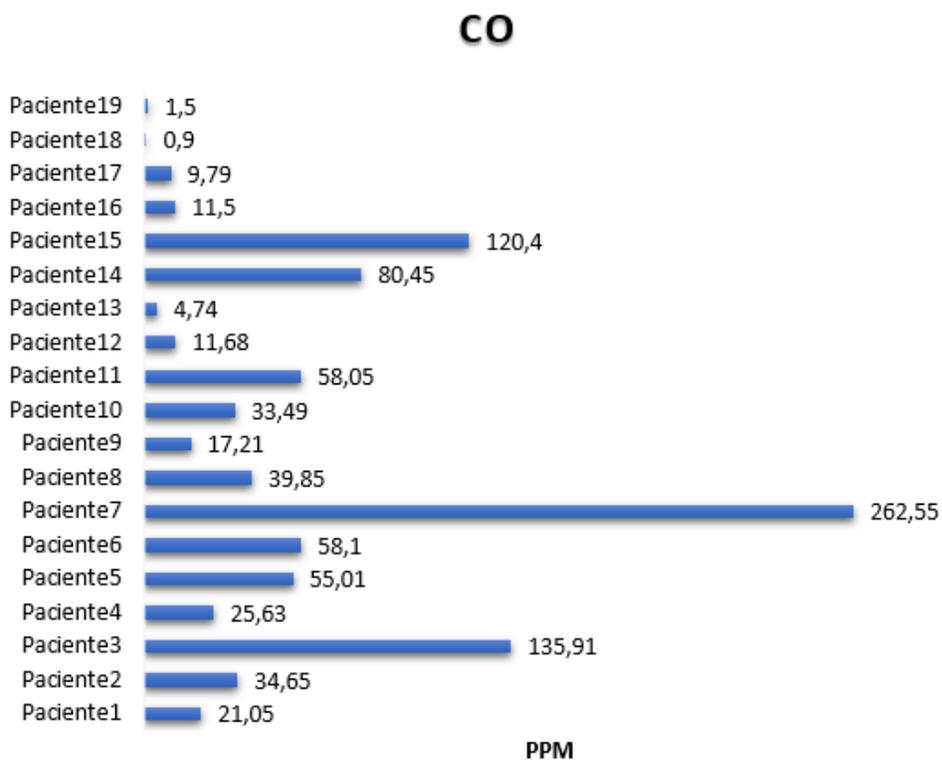


Representación en barras Monóxido de Carbono

Al igual que en los compuestos anteriores, los valores de los pacientes 18 y 19 alteran toda la muestra con valores ínfimos de 0.9 PPM y 1.5 PPM respectivamente, representados en las gráficas de barras de la Figura 108. Estos son excluidos con un criterio técnico.

Figura 108.

Representación en barras laterales del Monóxido de Carbono.



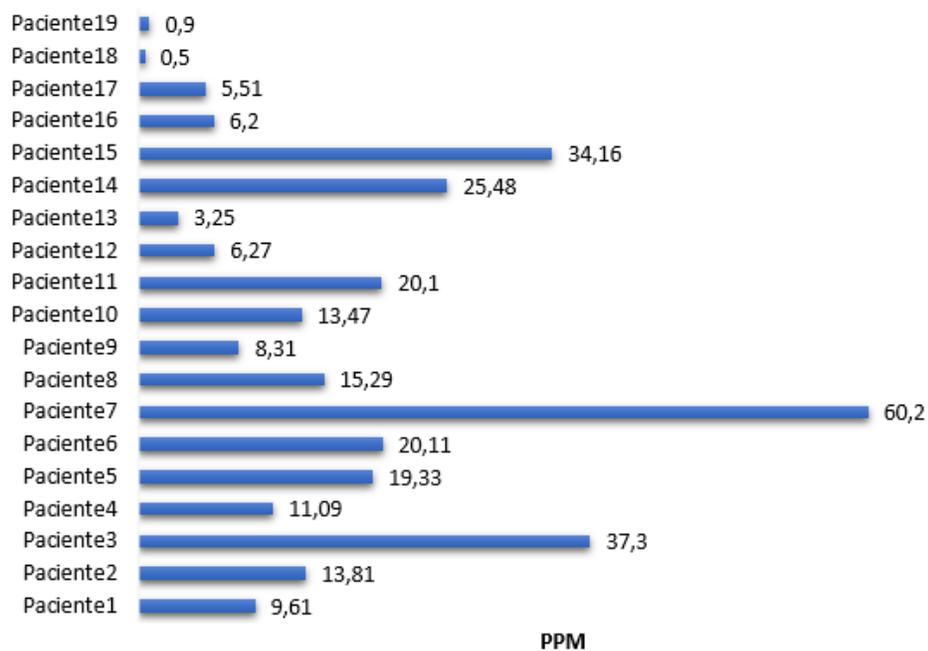
Representación en barras del Dióxido de Carbono

En este gráfico de la Figura 109 se observa la disparidad que tienen los datos de los pacientes 18 y 19 con valores muy bajos en comparación al resto con 0.5 PPM y 0.9 PPM respectivamente y son eliminados.

Figura 109.

Representación en barras laterales del Dióxido de Carbono.

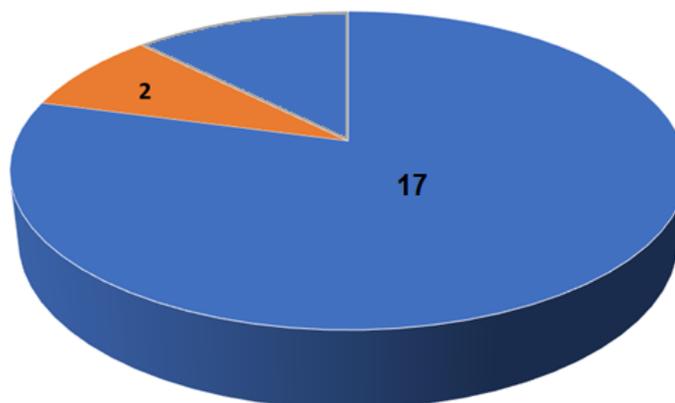
CO2



En base a los criterios técnicos se extrae 2 participantes que no cumplen con el inciso uno, y se fundamenta en la cantidad de datos recolectados, como se pudo observar en las Figuras anteriores en los pacientes 18 y 19, por lo que fueron eliminados del estudio y a partir de este punto constituye la población elegible y constara de 17 participantes como se observa en la Figura 110.

Figura 110.

Población elegible.



Criterio de eliminación médico

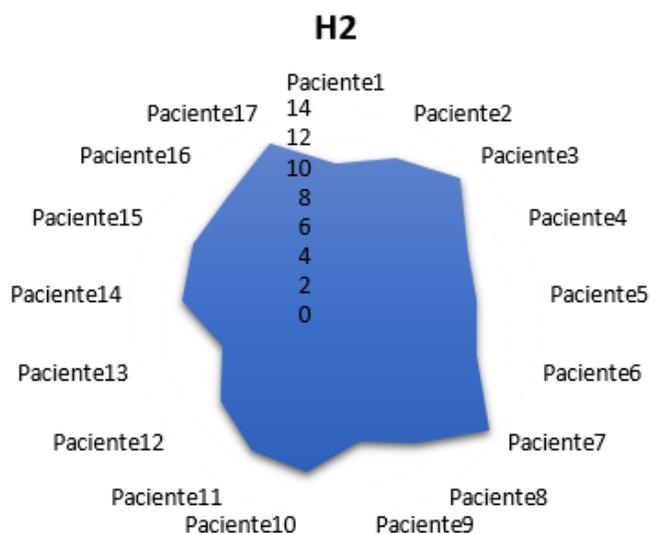
Excluyendo las muestras por criterio técnico se procede a realizar un análisis con un criterio médico; en las gráficas de barras se puede observar que existen valores que sobrepasan los niveles en comparación con los demás participantes modificando la muestra total e impidiendo una posterior estandarización de estas por lo que, los datos de cada compuesto son analizados en representación radial (puntos máximos) y posteriormente descartados, como se detalla a continuación.

Representación radial del dihidrógeno

En la gráfica radial de la Figura 111 se aprecia uniformidad general exceptuando los pacientes 3, 7, 10, 15 y 17 que deben ser tomados en cuenta para analizarlos.

Figura 111.

Representación radial del Dihidrógeno.

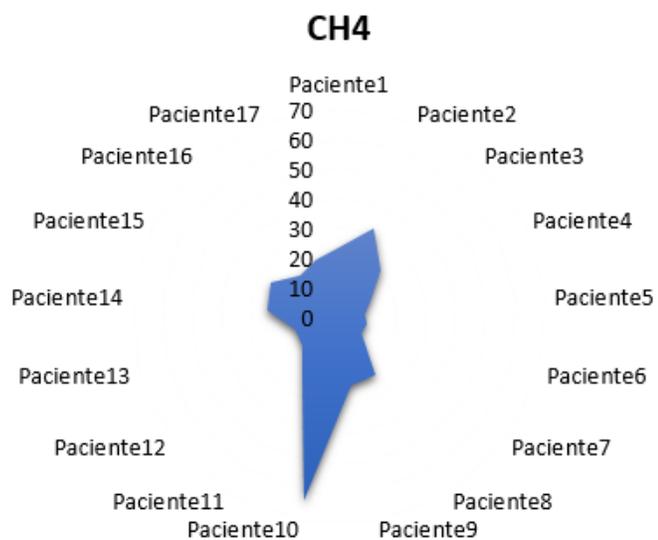


Representación radial del Metano

En la Figura 112 de gráfica radial se observa que los valores del paciente 10 tiene un valor alto en relación con los demás y puede formar o no parte del estudio final.

Figura 112.

Representación radial del Metano.

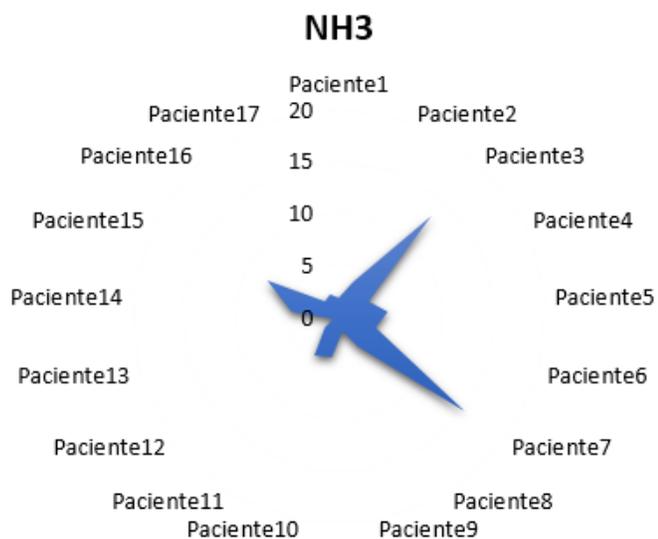


Representación radial del Amoniaco

Los pacientes 3, 7 y 15 de la Figura 113 tienen valores sumamente grandes por lo que alteran a toda la muestra y no podrían ser considerados.

Figura 113.

Representación radial del Amoniaco.

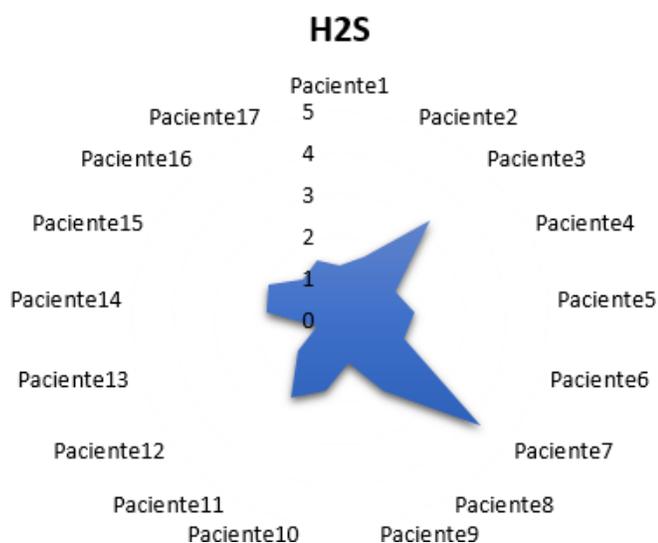


Representación radial del Ácido Sulhídrico

En la gráfica radial de la Figura 114 se observan que los valores de los pacientes 3 y 7 son muy grandes en comparación a los demás, y están alterando la uniformidad de la muestra en general.

Figura 114.

Representación radial del Ácido Sulhídrico.

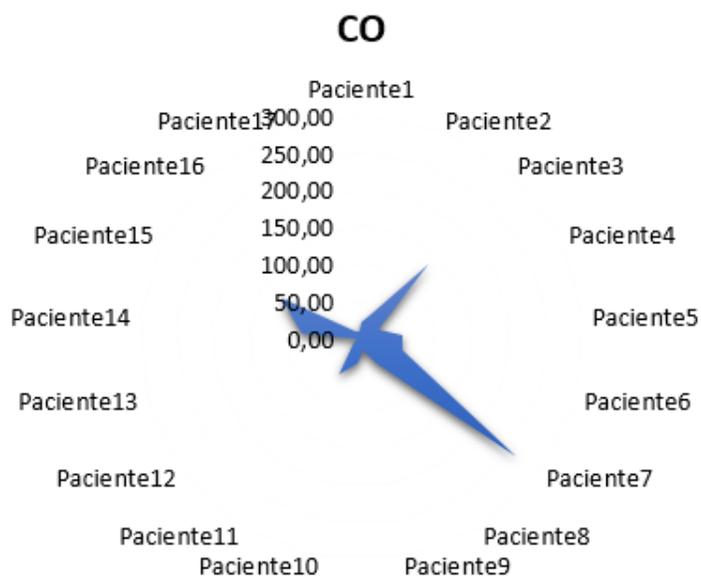


Representación radial Monóxido de Carbono

Se tienen en consideración las muestras de los pacientes 3, 7 y 15 ya que alteran la uniformidad de los datos analizados, en la Figura 115 de la gráfica radial que se muestra a continuación, se aprecia como difieren estos valores.

Figura 115.

Representación radial del Monóxido de Carbono.

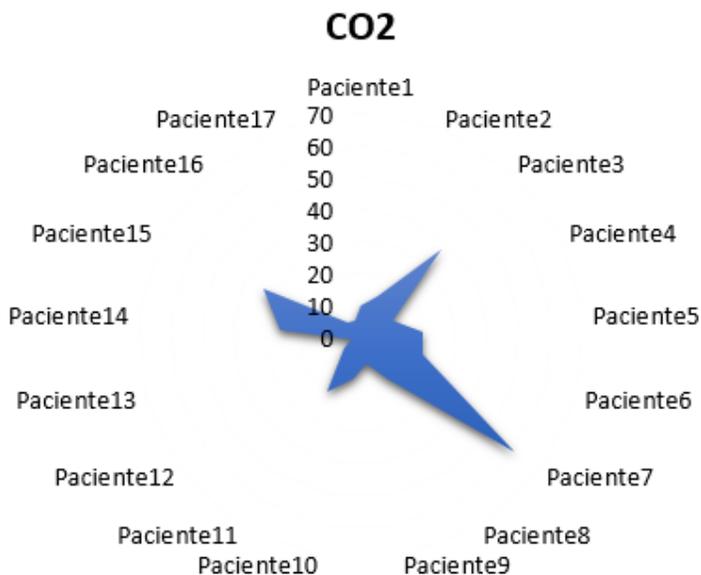


Representación radial del Dióxido de Carbono

La Figura 116 de la gráfica radial se aprecia que los valores de los pacientes 3, 7 y 15 tienen picos más grandes en comparación a los demás datos por lo tanto alteran la uniformidad de la muestra.

Figura 116.

Representación radial del Dióxido de Carbono.



Concluido el análisis de las gráficas de cada compuesto y verificando el cumplimiento de los lineamientos planteados se realiza Tabla 11 donde se aprecia la información general de los criterios empleados para excluir las muestras de los participantes que presentan alguna anomalía y por consiguiente alteración en la estandarización de datos.

Tabla 11

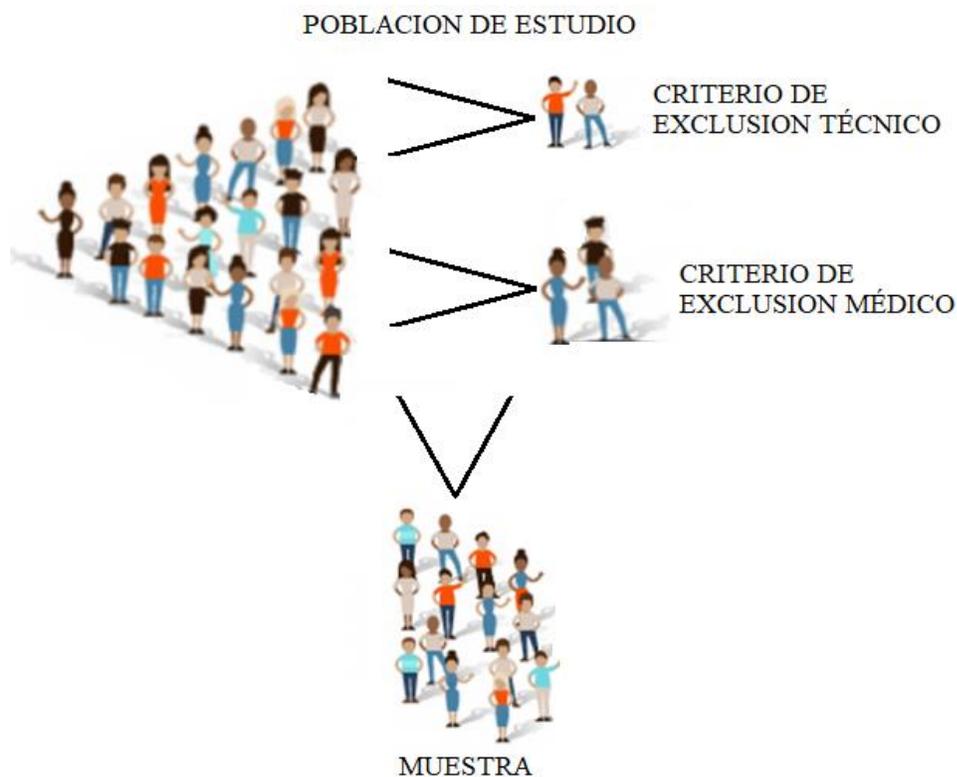
Análisis de exclusión para la eliminación participantes.

Compuesto	Análisis por criterio técnico	Análisis por criterio medico
H2	Pacientes 18 y 19	Pacientes 3, 10, 15 y 17
CH4	Pacientes 18 y 19	Paciente 10
NH3	Pacientes 18 y 19	Pacientes 3, 7 y 15
H2S	Pacientes 18 y 19	Pacientes 3 y 7
CO	Pacientes 18 y 19	Pacientes 3, 7 y 15
CO2	Pacientes 18 y 19	Pacientes 3, 7 y 15
Total eliminados	2	3

Los pacientes eliminados por criterio técnico son los pacientes 18 y 19, mientras que las los eliminados por criterio médico son los pacientes 3, 7 y 15 ya que presentaron anomalías en la mayoría de los compuestos que se analizaron, así se obtiene la muestra detallada en la Figura 117.

Figura 117.

Muestra final para análisis de estandarización.



Resultados etapa de diseño de hardware

Los resultados que se obtienen al implementar mecánicamente las distintas cámaras que se diseñaron para asegurar que las tarjetas y los sensores no sufran desperfectos por movimientos, golpes, etc.; y además que permitan captar la mayor cantidad de datos al tener un flujo laminar y distribuido uniformemente.

Comprobando así que la estructura del dispositivo puede soportar movimientos bruscos y golpes ligeros sin alterar al sistema, ya que se verificó que tanto las tarjetas como los sensores no sufrieron daños, manteniéndose en el lugar y finalmente, después de conectar mantuvo una recolección de datos adecuado, como se aprecia en la Figura 118.

Figura 118.

Prueba de movimiento del dispositivo en diferentes pacientes.



Para el diseño de hardware se considera el diseño mecánico de la nariz electrónica y la implementación, por lo tanto, en el diseño mecánico es primordial la correcta distribución de los sensores y la estructura

En el hardware se enfoca en el ajuste de los sensores (capítulo 2 sección 2,1,2) para que tengan mediciones fiables, en una disposición correcta (capítulo 2 sección 2,1,1) a fin de que tome la mayor cantidad de muestras y asegure el ingreso de flujo laminar.

Resultados etapa de software

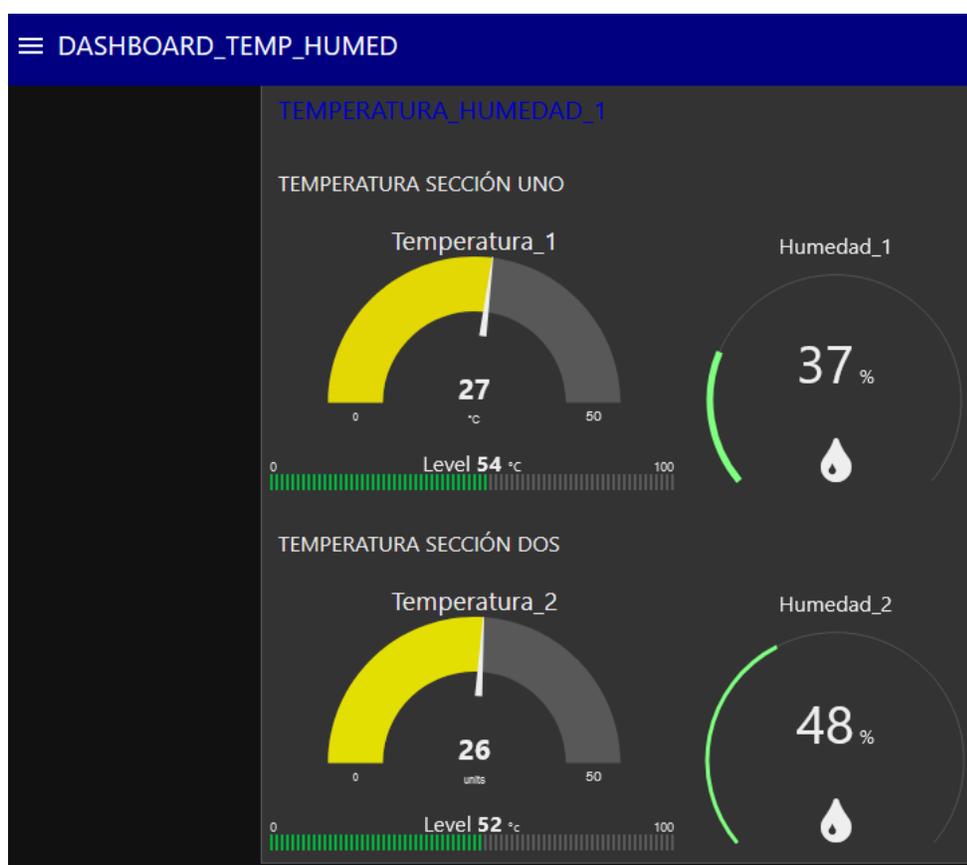
En los resultados de la etapa de software se considera únicamente a el empleo de la interfaz gráfica y como se visualizan los resultados en la pantalla, como se detallan a continuación.

Para verificar el dinamismo del software se utiliza datos aleatorios en las entradas donde se colocarán los sensores previamente establecidos en la etapa de diseño electrónico. Estos datos se grafican e interactúan dentro de cada pestaña de la interfaz gráfica, como se detallan en las figuras siguientes.

En la Figura 119 se ingresó datos aleatorios a la entrada de los sensores DHT11.

Figura 119.

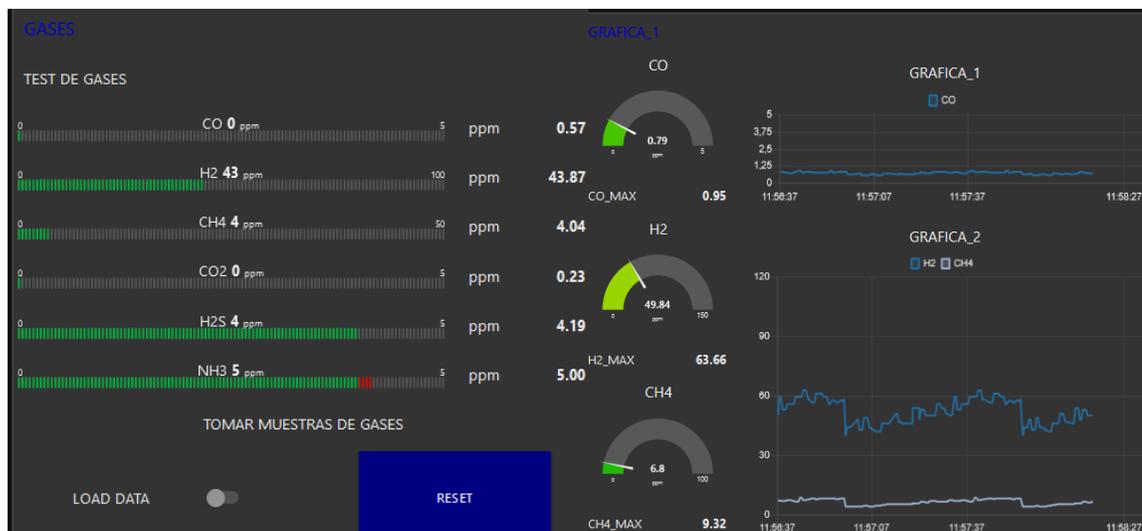
Prueba de datos aleatorios en sensores DHT11.



En la Figura 120 se ingresó datos aleatorios a las entradas de los sensores detectores de gases para verificar su funcionamiento en tiempo real y el análisis con la base de datos cargada.

Figura 120.

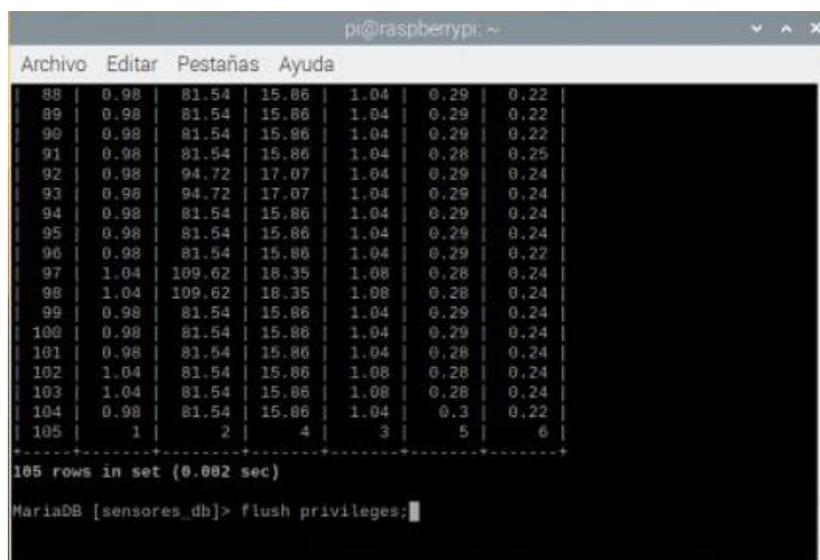
Prueba de datos aleatorios en sensores detectores de gases.



En la Figura 121 se visualiza la cantidad de muestras recolectados en la base datos.

Figura 121.

Datos de cada compuesto en la base.



En el Anexo A, se visualiza a la paciente con las pantallas que muestran los datos recolectados en la base y el análisis estadístico.

4.1.1. Resultados generales de la nariz electrónica

Para este estudio piloto, se trabaja con la muestra de 14 pacientes clínicamente sanos en el cual se mide los compuestos endógenos en el aliento exhalado, para estandarizar a través de lineamientos estadísticos y obtener la curva de normalidad.

La curva de normalidad aportaría un estudio de las posibles enfermedades que se reflejan los cambios metabólicos producidos por enfermedades preexistentes y pueden representar signos prodrómicos que permiten un diagnóstico temprano o permiten determinar el resultado de interés en una etapa más primicia de la enfermedad.

En primera instancia, independientemente del origen de un compuesto en el aire exhalado se observa que las muestras no difieren significativamente, lo que permitió estandarizar los valores del estudio en el grupo de individuos considerados clínicamente sanos analizados.

Además de los compuestos orgánicos volátiles, los compuestos inorgánicos volátiles como el H₂S o el CO, se han identificado como elementos importantes para el diagnóstico de enfermedades respiratorias tales como el asma.

Al iniciar con la toma de las muestras a los pacientes, se sigue un proceso de subdivisión y reorganización, separando los datos por compuesto para facilitar el análisis. En cada subdivisión, se toman los puntos máximos de los datos obtenidos, verificando que se encuentren dentro de un rango similar, sin mucha disparidad entre ellos. La muestra consta de 14 pacientes y se realiza el análisis de las gráficas estadísticas de cada compuesto para verificar los datos y realizar la estandarización a fin de encontrar el modelo discriminatorio de gases. El cual busca mejorar el análisis

estadístico de la información recolectada utilizando métodos gráficos que ayudan a una mejor interpretación de los resultados, como se observa en la Tabla 12.

Tabla 12

Puntos máximos, mínimos y mediana de cada compuesto.

COMPUESTO	MÍNIMO (ppm)	MEDIANA (ppm)	MÁXIMO (ppm)
H2	5.91	8.9	12.55
CH4	0.83	11.67	62.86
NH3	0.36	1.52	13.17
H2S	0.39	1.075	3.18
CO	3.71	15.94	135.91
CO2	2.27	7.85	37.3

A continuación, se grafican tres tipos de análisis estadísticos. La primera es *gráfica radial* la cual representa los datos recolectados que cumplen con los parámetros de normalidad, en la circunferencia exterior de la gráfica se marca la cantidad de datos almacenados y en el eje interno de las ordenadas se observan las partes por millón que se miden y se grafican en forma de caracol, de adentro hacia afuera. La segunda gráfica de *cajas y bigotes* muestra los datos a través de sus cuartiles, las líneas paralelas a las cajas son los “bigotes”, e indican la variabilidad que excede los cuartiles superior e inferior; y la tercera gráfica de *Campana de Gauss* es un tipo de función matemática, aquí, las ‘campanas’ de los participantes indican el rango en el que se distribuye la probabilidad de ocurrencia de cada una de las variables. El analizar las gráficas estadísticas permite determinar la normalidad de las curvas y evidencia la capacidad de los sensores de discriminación entre sujetos, ya que se encontró uniformidad considerando que los valores guardan similitud. A continuación, se muestran las representaciones estadísticas por medio de las tres graficas antes mencionadas en cada compuesto.

Análisis estadístico del Dihidrógeno

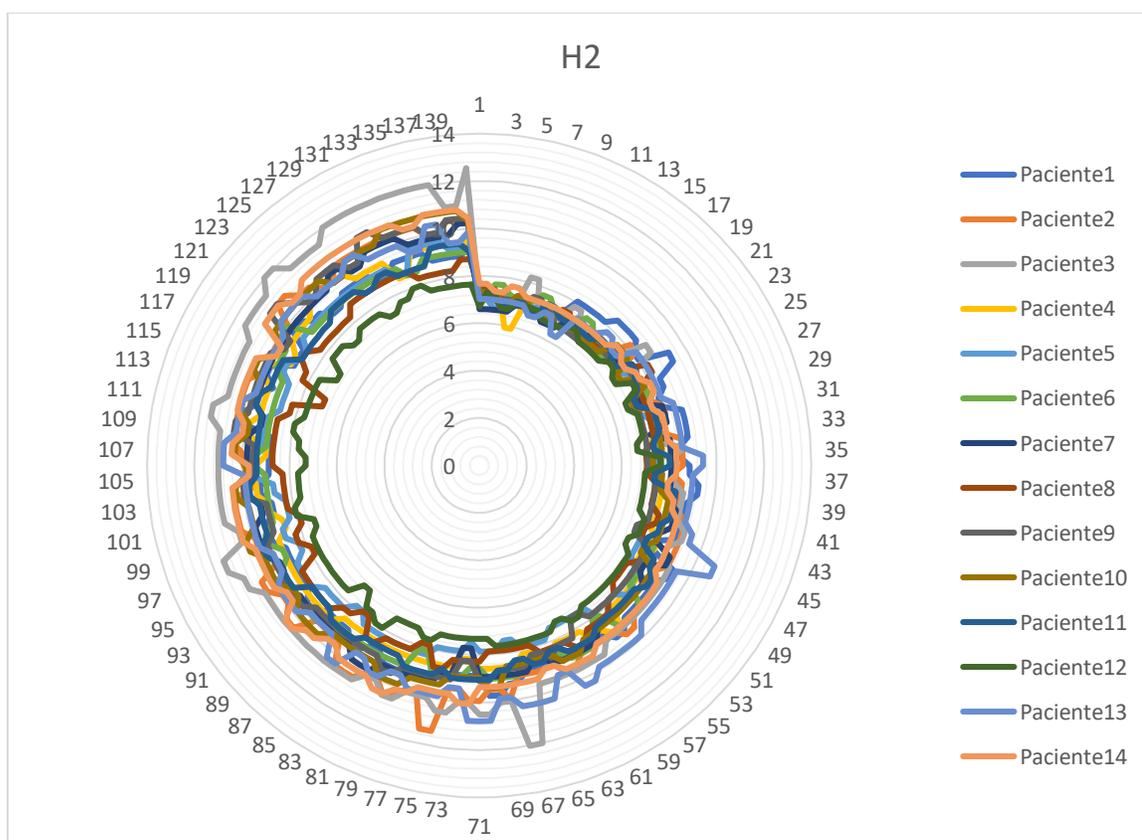
Al iniciar este análisis del dihidrógeno “H2” se puede encontrar que de todos los participantes se tiene un valor mínimo de 5.91 ppm y un valor máximo 12.55 ppm, que en este estudio representa los valores límites para establecer la curva de normalidad.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 122, se observa que la mayor concentración está en el rango de 8 a 10 ppm.

Figura 122.

Grafica radial del Dihidrógeno.

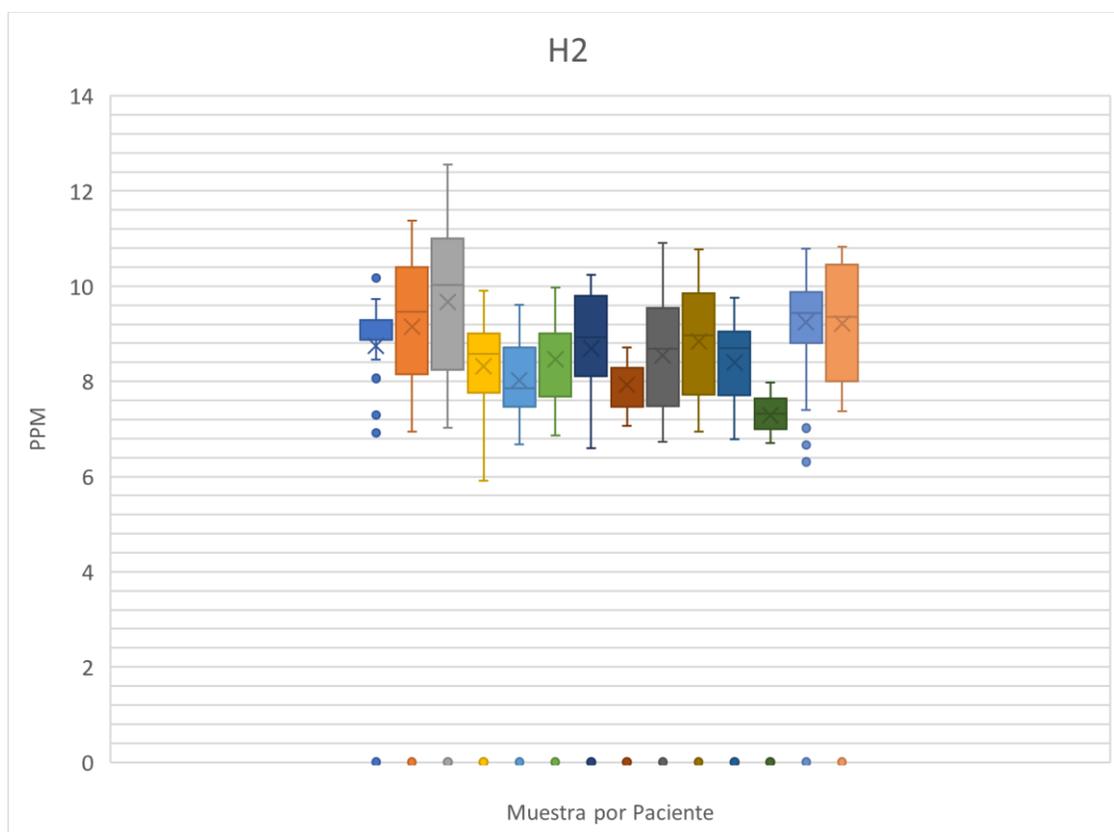


Cajas y bigotes

En la gráfica de cajas y bigotes de la Figura 123 se aprecia que la mayoría de los datos se encuentran en el rango de 6.8 a 10 ppm y presentan una cantidad minúscula de concentración del compuesto.

Figura 123.

Gráfica de cajas y bigotes del Dihidrógeno.



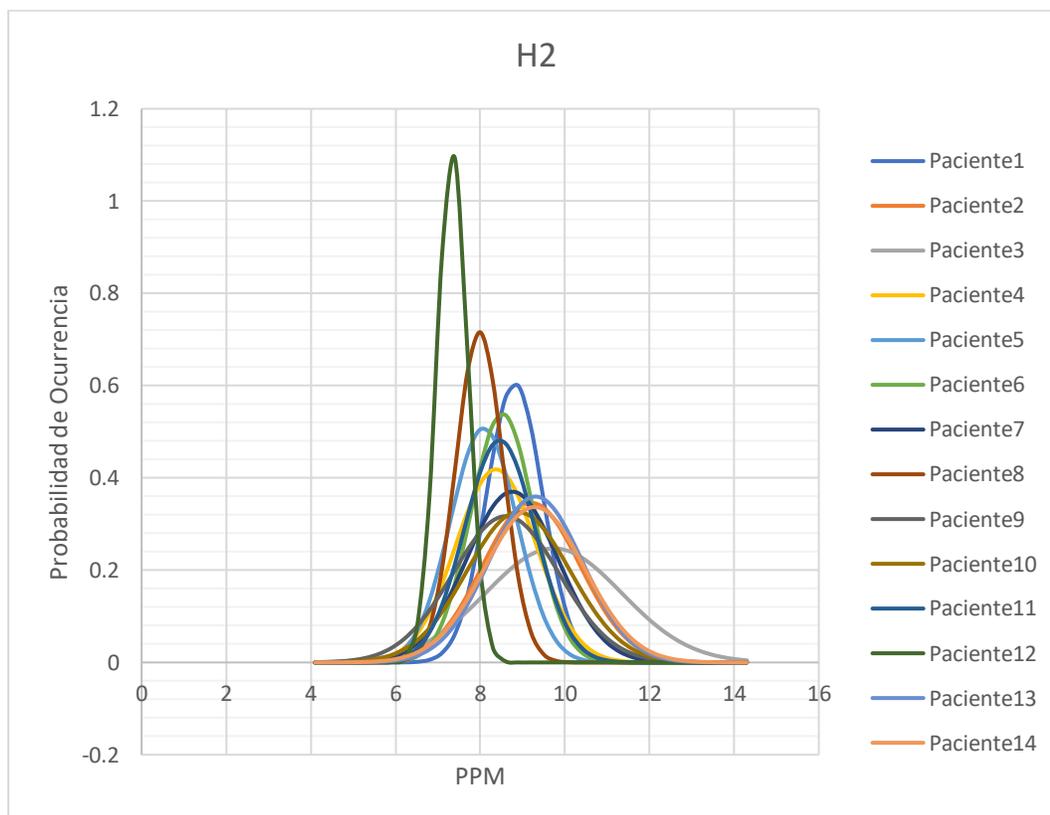
Campana de Gauss

Se pueden observar en la gráfica de la Figura 124 que las 'campanas' correspondientes a los 14 participantes indican el rango en el que se distribuye la mayor

probabilidad de ocurrencia de 7ppm a 11 ppm, ampliando el margen que se obtuvo con las gráficas y análisis anteriores.

Figura 124.

Gráfica de campana de Gauss del Dihidrógeno.



Análisis estadístico del Metano

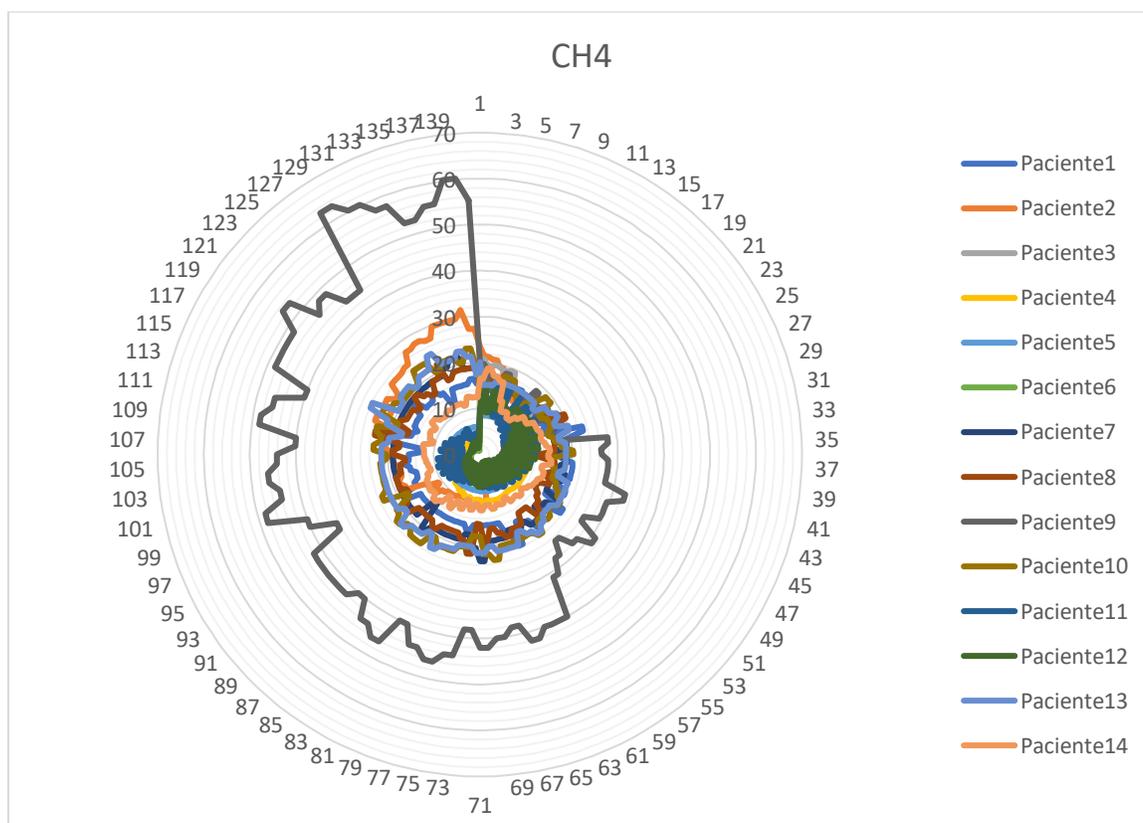
El CH₄ (Metano) medido en los participantes tiene un valor mínimo de 0.83 ppm y 62.86 ppm fue el valor máximo y representa los valores límites para establecer la curva de normalidad; sus distintas representaciones estadísticas se pueden observar a continuación.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 125 se observa la concentración en un rango de 0 ppm a 30 ppm aproximadamente, en esta gráfica, al existir un valor superior impide apreciar con claridad la dispersión entre cada uno de los pacientes.

Figura 125.

Grafica radial del metano.

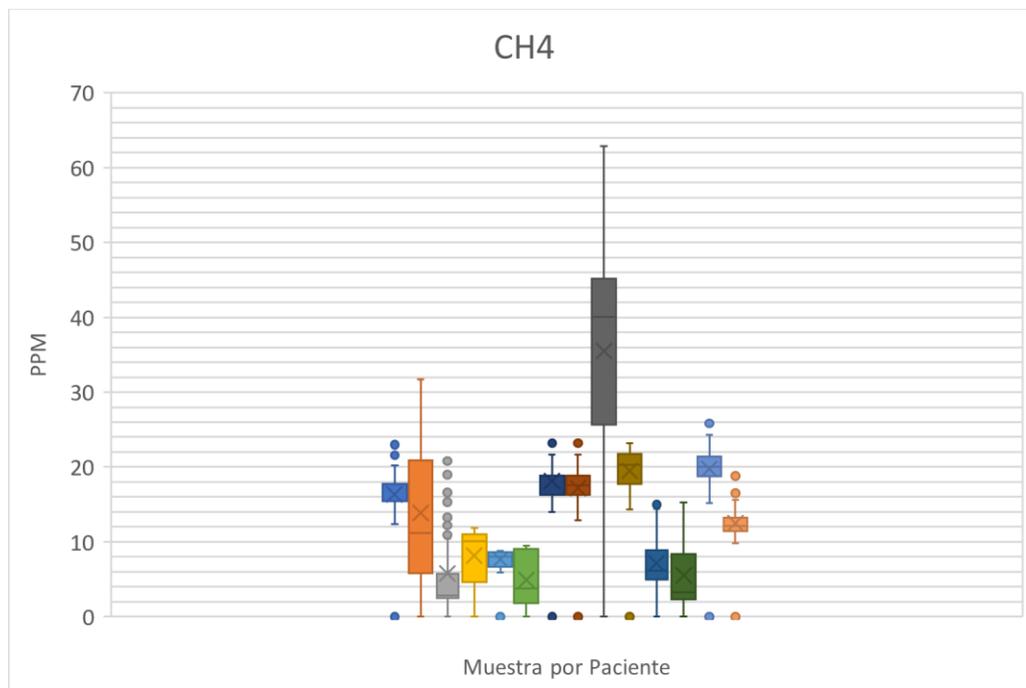


Cajas y bigotes

En la gráfica de cajas y bigotes de la Figura 126 se observa una dispersión de resultados, donde los datos obtenidos se concentran mayoritariamente por cada paciente desde las 3 ppm a 30 ppm aproximadamente.

Figura 126.

Gráfica de cajas y bigotes del metano.

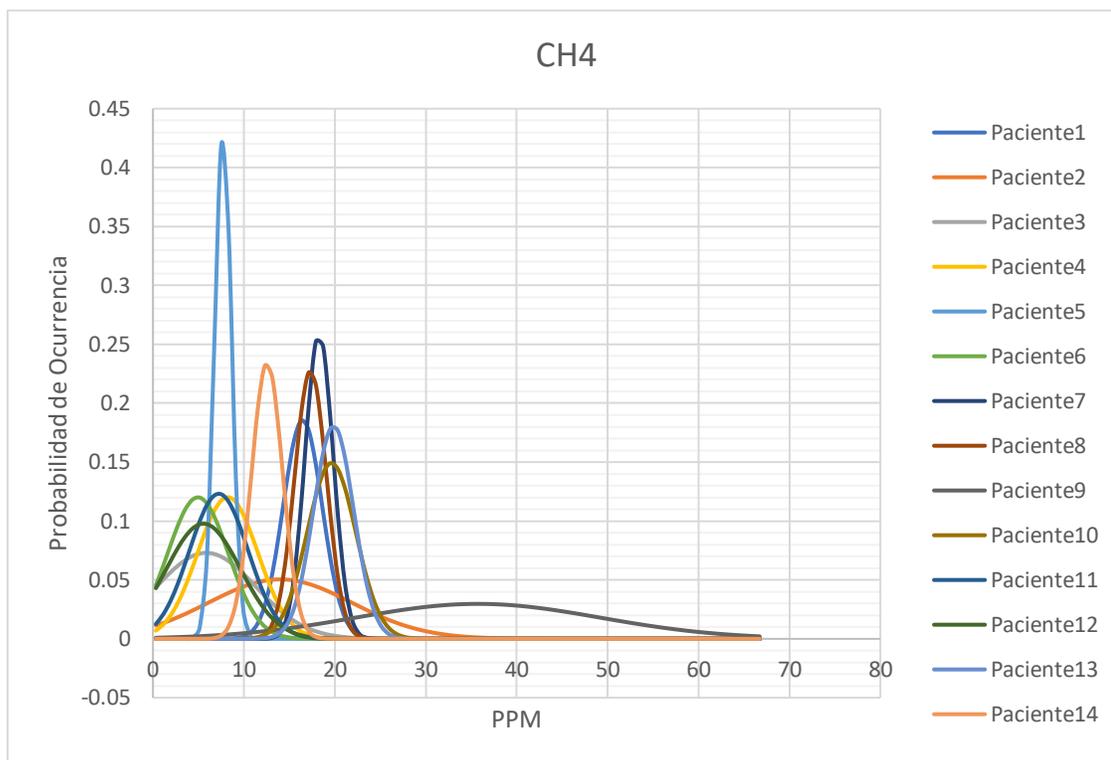


Campana de Gauss

En la gráfica de la Figura 127 se observa que las 'campanas' poseen distintos rangos de ocurrencia de probabilidad sin uno en específico, pudiendo ocurrir entre 0 ppm a 25 ppm aproximadamente.

Figura 127.

Gráfica de campana de Gauss del metano.



Análisis estadístico del Amoniaco

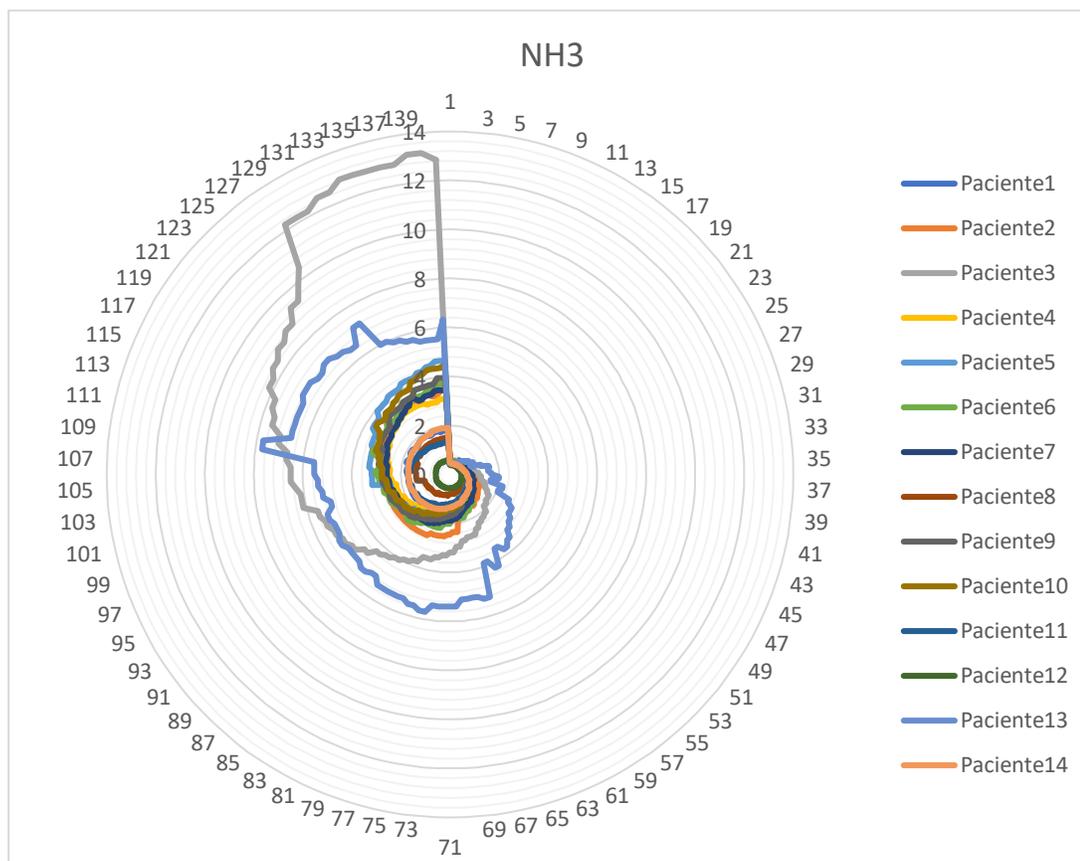
El Amoniaco "NH₃" medido en los participantes, tiene como resultado un valor mínimo de 0.36 ppm y 13.17 ppm fue el valor máximo y representa los valores límites para establecer la curva de normalidad.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 128 se observa que la concentración tiene un rango de 0 ppm a 5 ppm aproximadamente con dos únicos valores que exceden estos límites.

Figura 128.

Gráfica radial del amoniaco.

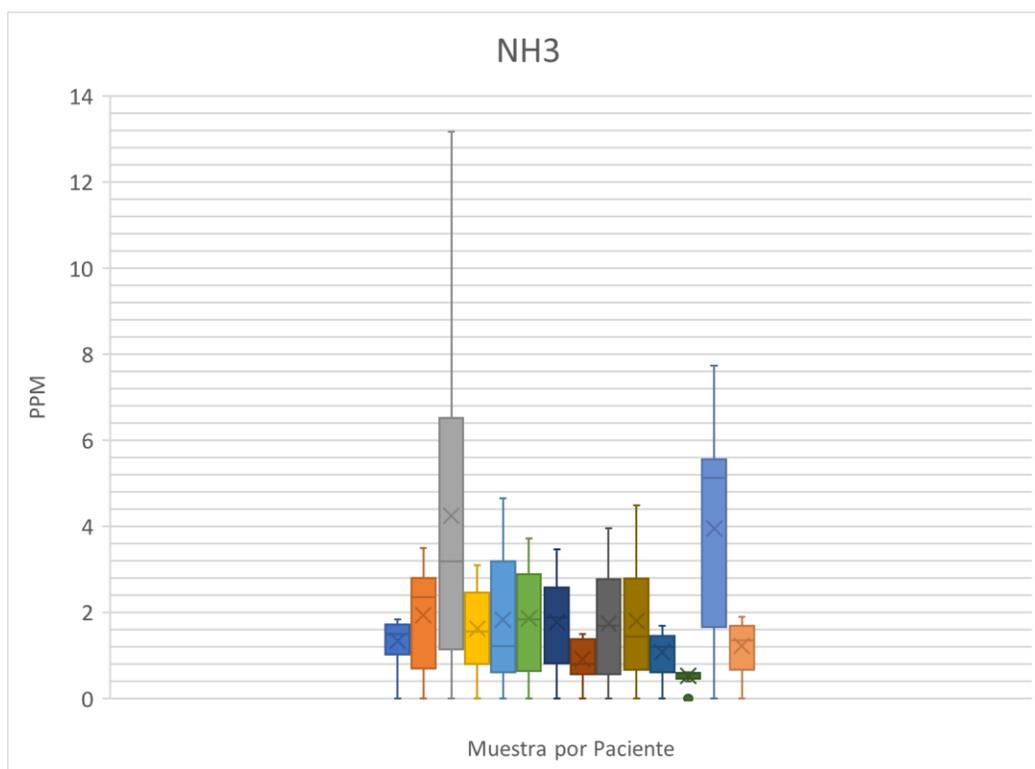


Cajas y bigotes

En la gráfica de cajas y bigotes de la Figura 129 se observa una similitud en los rangos de concentración de las muestras, siendo mayor desde 1 ppm a 3 ppm aproximadamente

Figura 129.

Gráfica de cajas y bigotes del amonio.

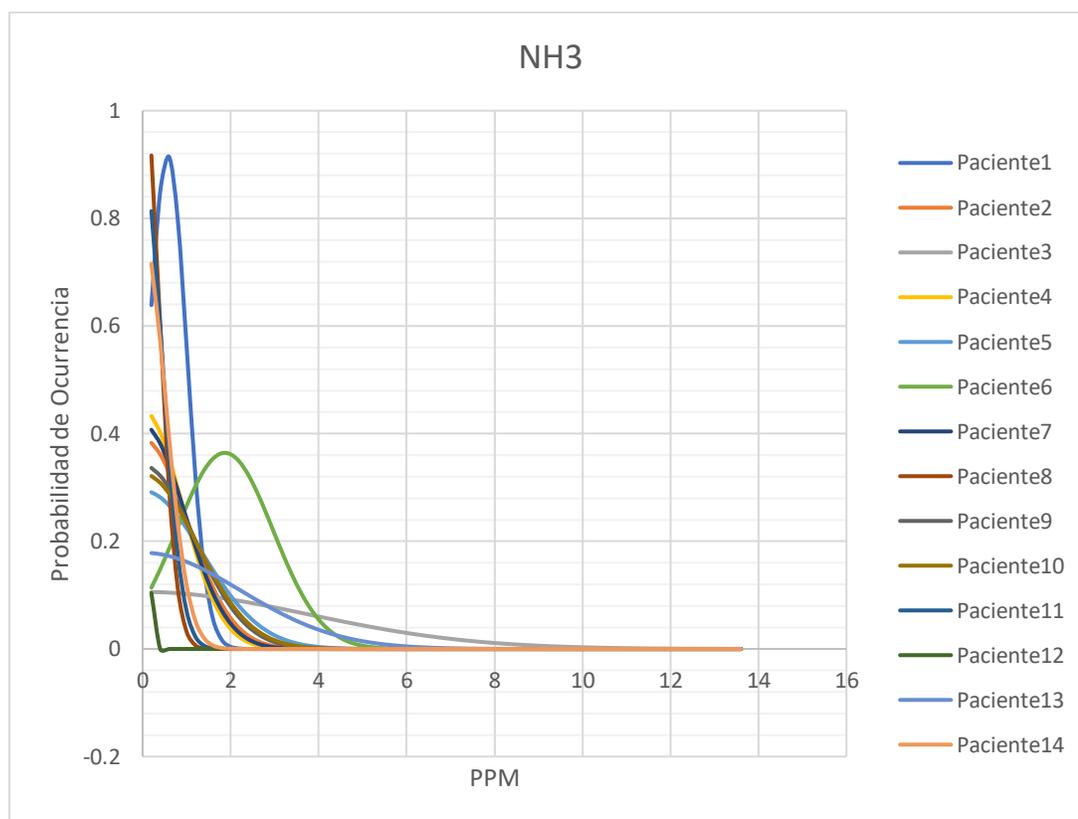


Campana de Gauss

En la gráfica de la Figura 130 se representa las 'campanas' que indican una ocurrencia de probabilidad comprendido entre 0 ppm hasta menos de 2 ppm aproximadamente.

Figura 130.

Gráfica de campana de Gauss del amonio.



Análisis estadístico del Ácido Sulfhídrico

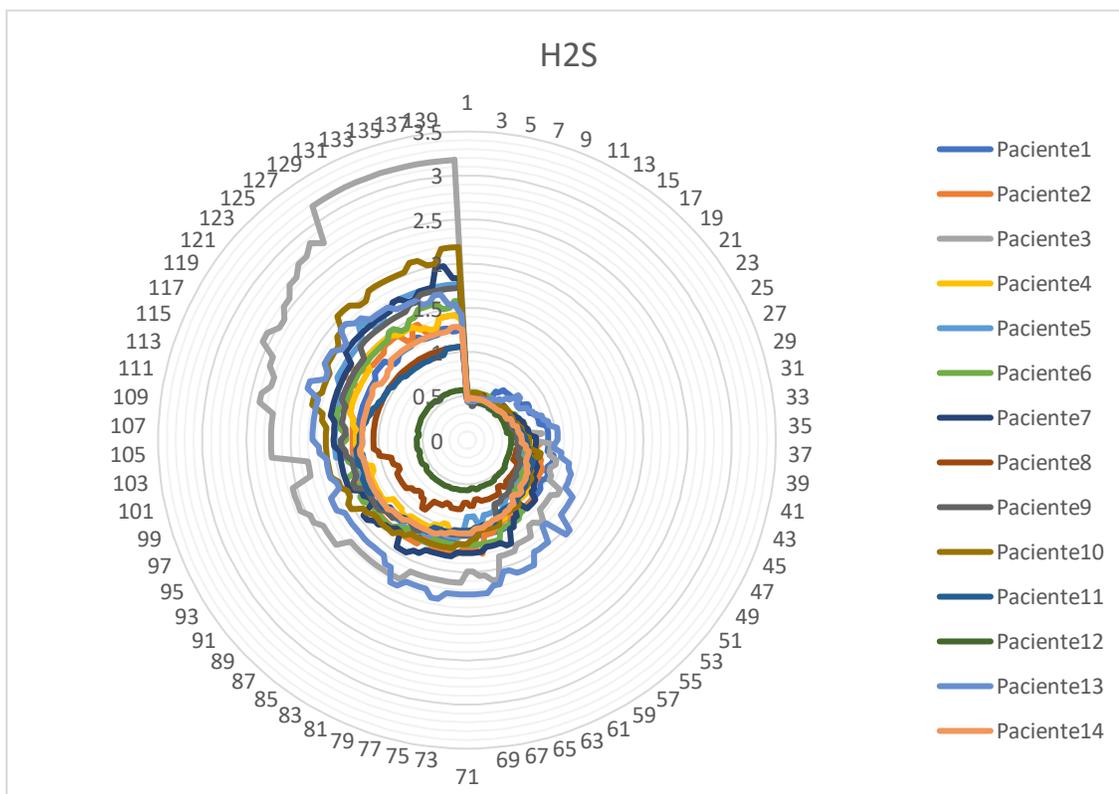
El Ácido sulfhídrico "H₂S" medido en los participantes, dio como resultado un valor mínimo de 0.39 ppm y 3.18 ppm fue el valor máximo y representa los valores límites para establecer la curva de normalidad.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 131 se observa la concentración en un rango comprendido entre 1 ppm hasta 2.1 ppm aproximadamente, existiendo 3 valores que no cumplen con el parámetro.

Figura 131.

Gráfica radial del ácido sulfhídrico.

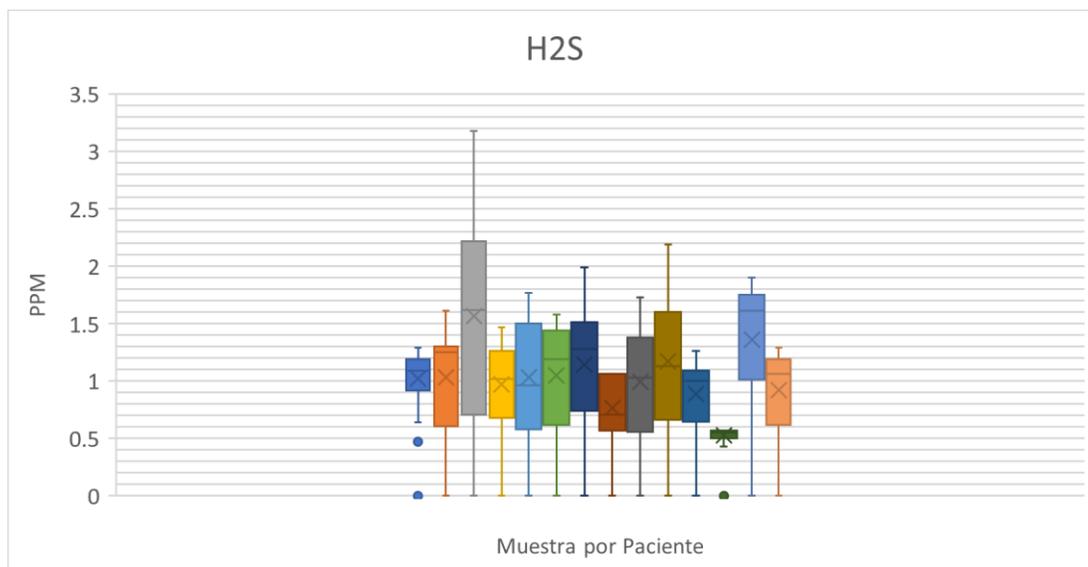


Cajas y bigotes

La gráfica de cajas y bigotes de la Figura 132, muestra la concentración delimitada en el rango de 0.6 ppm a 1.5 ppm aproximadamente, con una similitud entre ellas difiriendo dos únicamente de la mayoría.

Figura 132.

Gráfica de cajas y bigotes del ácido sulfhídrico.

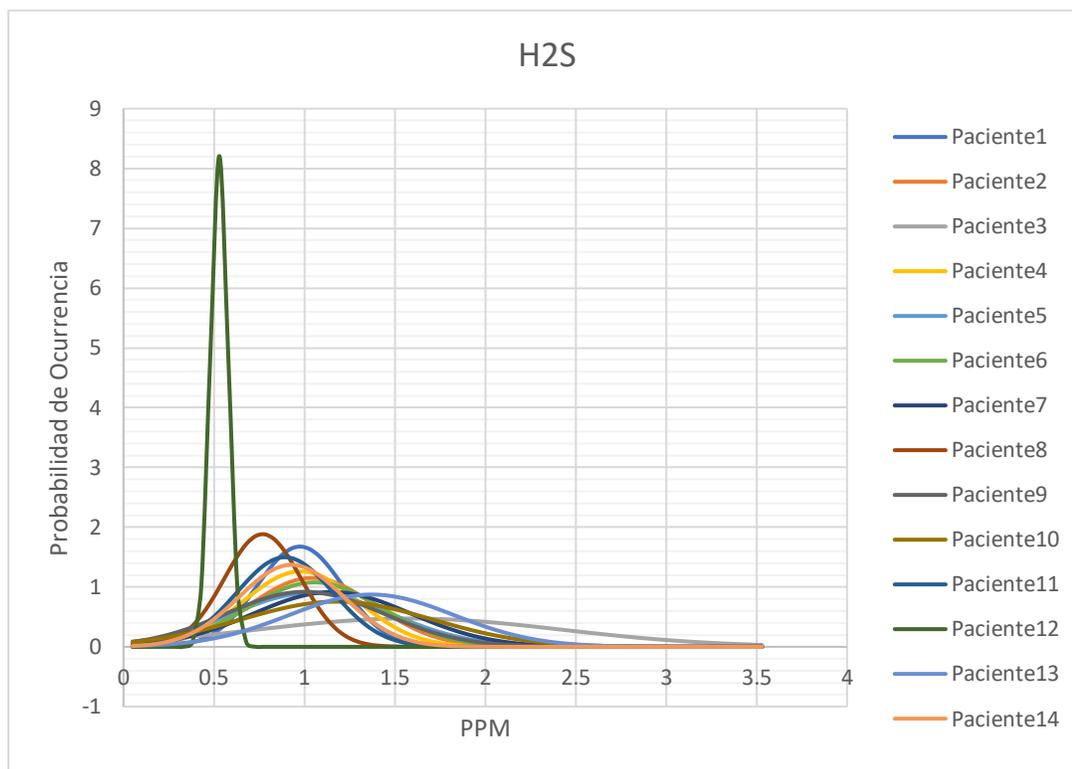


Campana de Gauss

En la gráfica de la Figura 133, se aprecia que las 'campanas' tiene una concentración de ocurrencia de probabilidad entre 0.5 ppm y 1.5 ppm aproximadamente.

Figura 133.

Gráfica de campana de Gauss del ácido sulfhídrico.



Análisis estadístico del Monóxido de Carbono

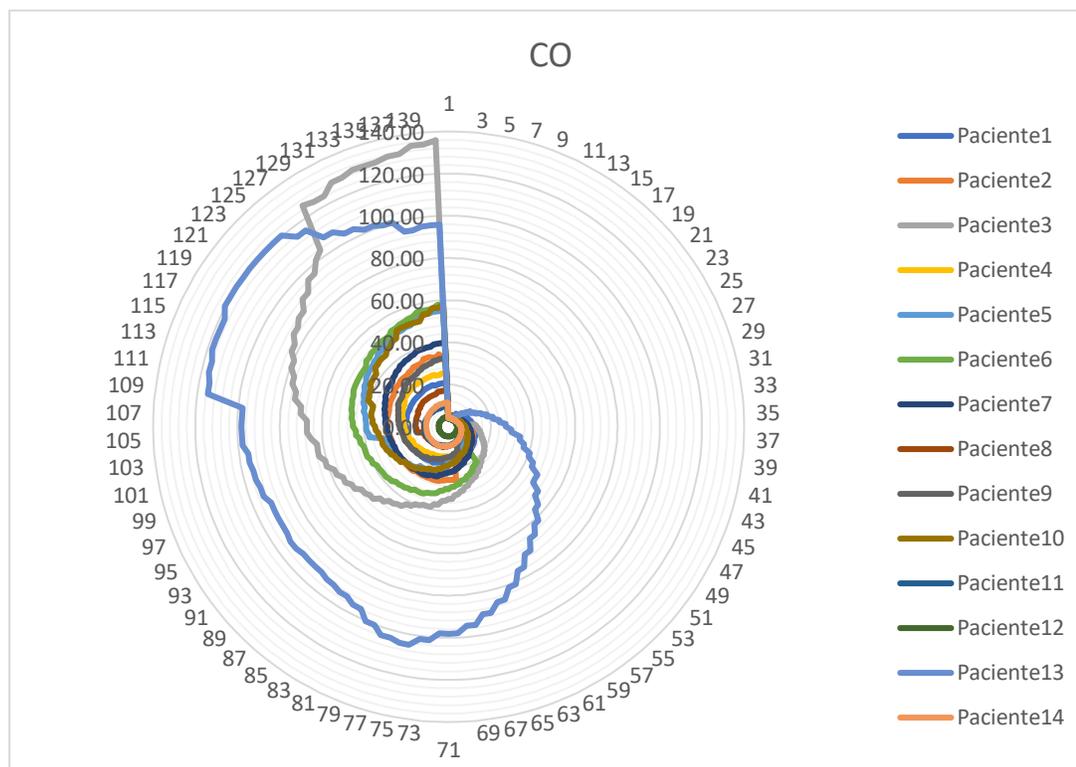
El Monóxido de carbono “CO” medido en los participantes, dio como resultado un valor mínimo de 3.71 ppm y 135.91 ppm fue el valor máximo y representa los valores límites para establecer la curva de normalidad.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 134 se observa la concentración del CO en un rango comprendido entre 0 ppm hasta 60 ppm aproximadamente, existiendo 3 valores que exceden el mismo.

Figura 134.

Gráfica radial del monóxido de carbono.

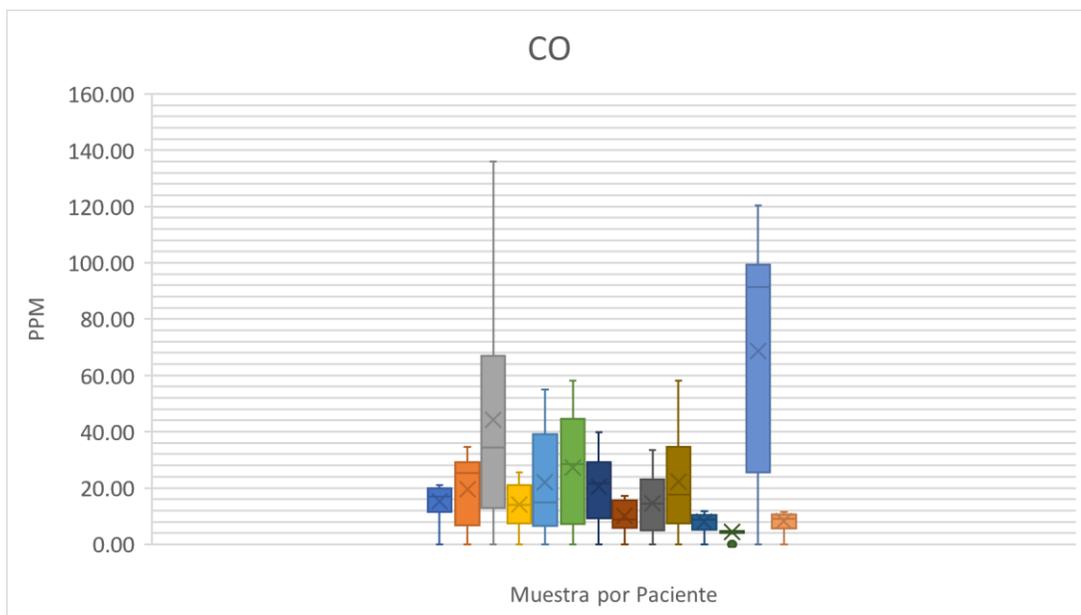


Cajas y bigotes

En la gráfica de cajas y bigotes de la Figura 135, se aprecia que la mayoría de los participantes presentaron una pequeña concentración del compuesto, a diferencia de dos que muestran una marcada disparidad ante los demás participantes.

Figura 135.

Gráfica de cajas y bigotes del monóxido de carbono.

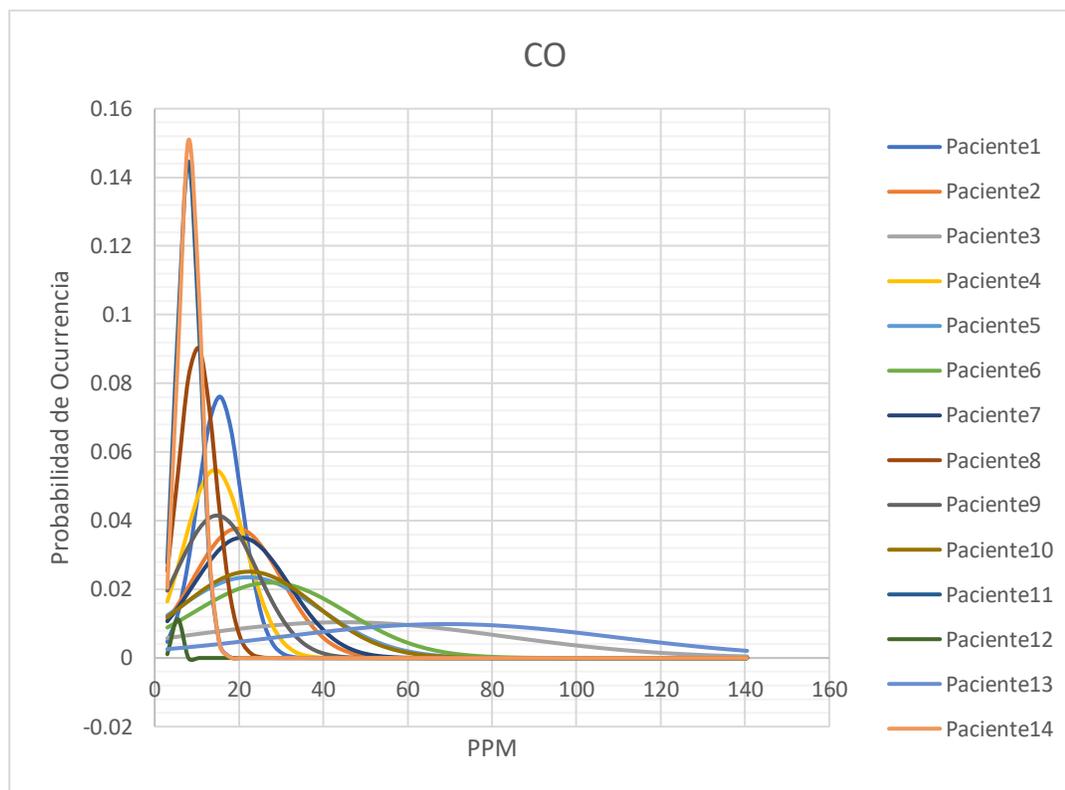


Campana de Gauss

En la gráfica de la Figura 136, se aprecia una clara concentración de ocurrencia de probabilidad entre 0 ppm y 60 ppm aproximadamente, las cuales están un poco dispersas pero delimitadas y contenidas en rangos claramente demarcados.

Figura 136.

Gráfica de campana de Gauss del monóxido de carbono.



Análisis estadístico del Dióxido de Carbono

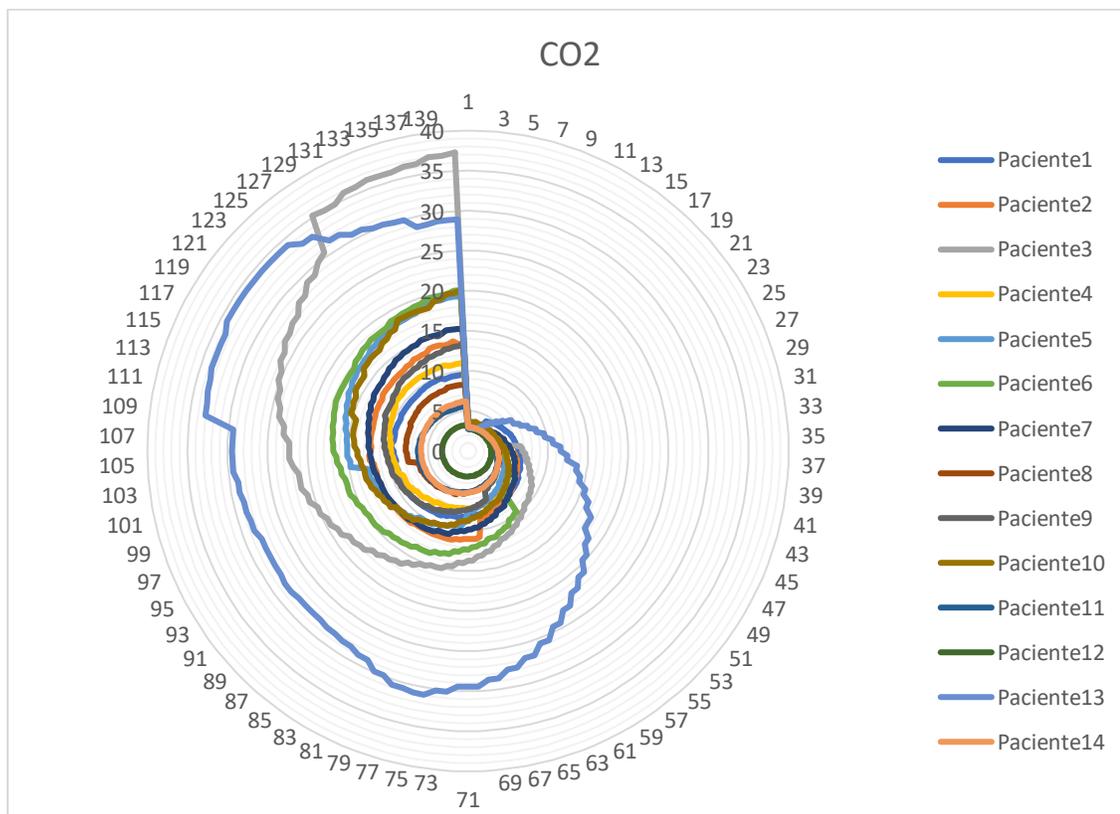
El Dióxido de Carbono "CO₂" medido en los participantes, dio como resultado un valor mínimo de 2.27 ppm y 37.3 ppm fue el valor máximo y representa los valores límites para establecer la curva de normalidad.

Gráfica radial

En la gráfica radial de la Figura 137 se observa la concentración del CO₂ en un rango comprendido entre 0 ppm hasta 20 ppm aproximadamente con una clara dispersión entre ellos.

Figura 137.

Grafica radial del dióxido de carbono.

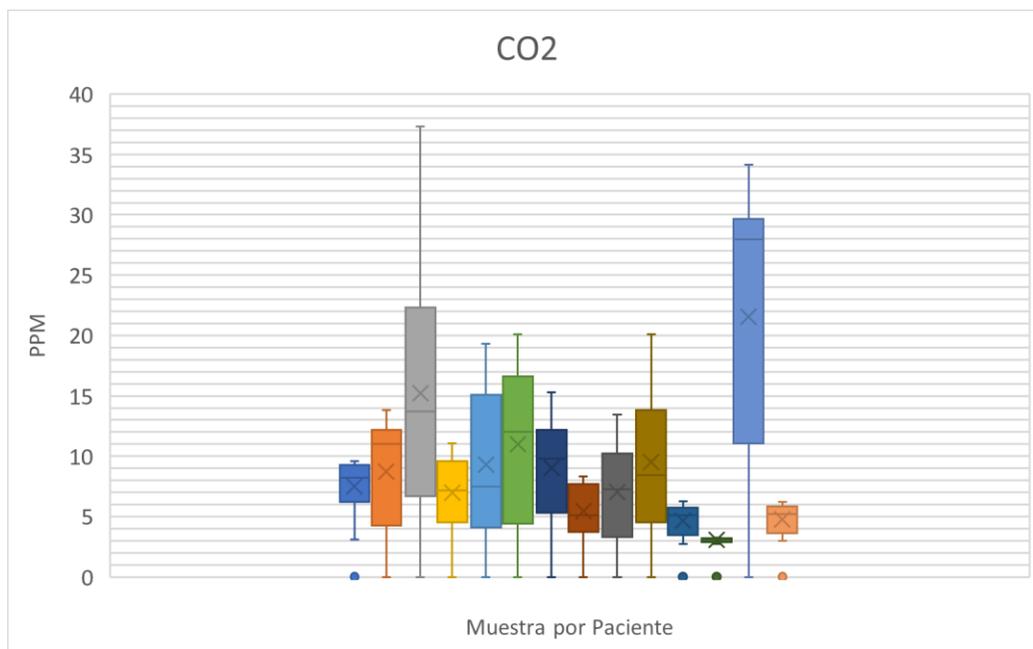


Cajas y bigotes

En la gráfica de cajas y bigotes de la Figura 138, se muestra la concentración del compuesto delimitado en el rango de 5 ppm a 15 ppm aproximadamente, con una similitud entre ellas, difiriendo 5 de la mayoría.

Figura 138.

Gráfica de cajas y bigotes del dióxido de carbono.

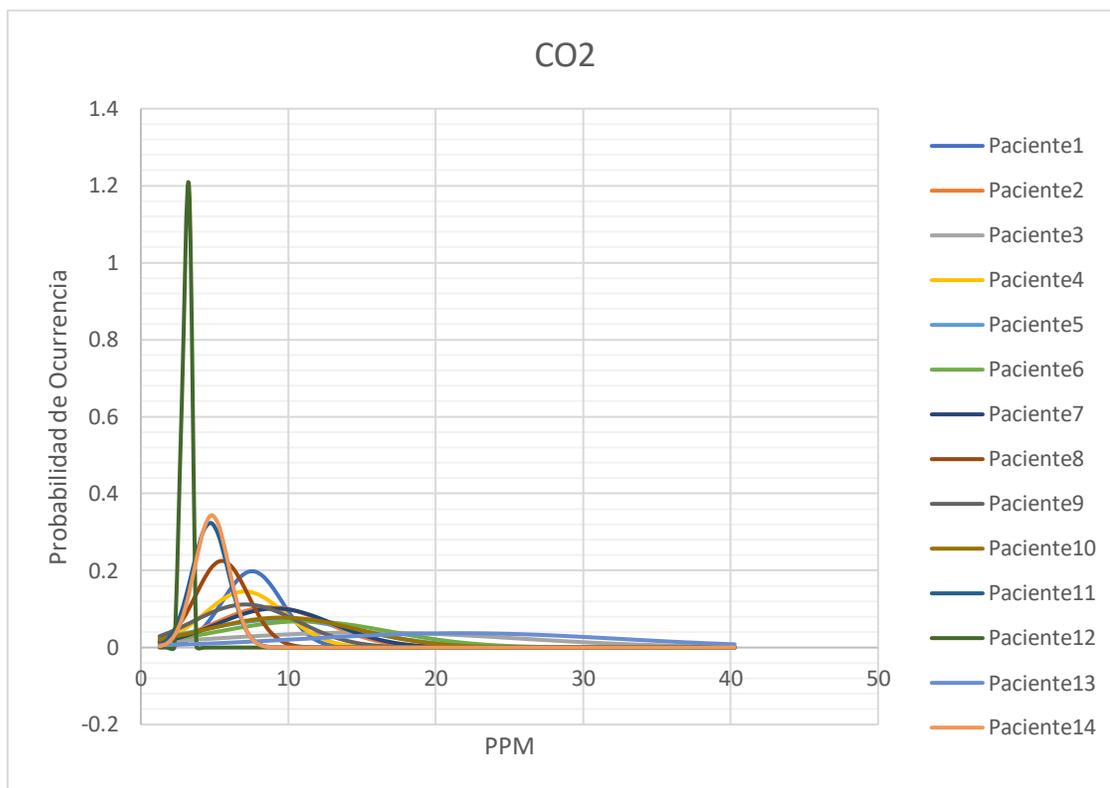


Campana de Gauss

En la gráfica de la Figura 139 aprecia una concentración de ocurrencia de probabilidad entre 4 ppm y 15 ppm aproximadamente, estas 'campanas' no están delimitadas claramente, pero aportan los rangos de ocurrencias de probabilidad con un dato que difiere claramente de los demás.

Figura 139.

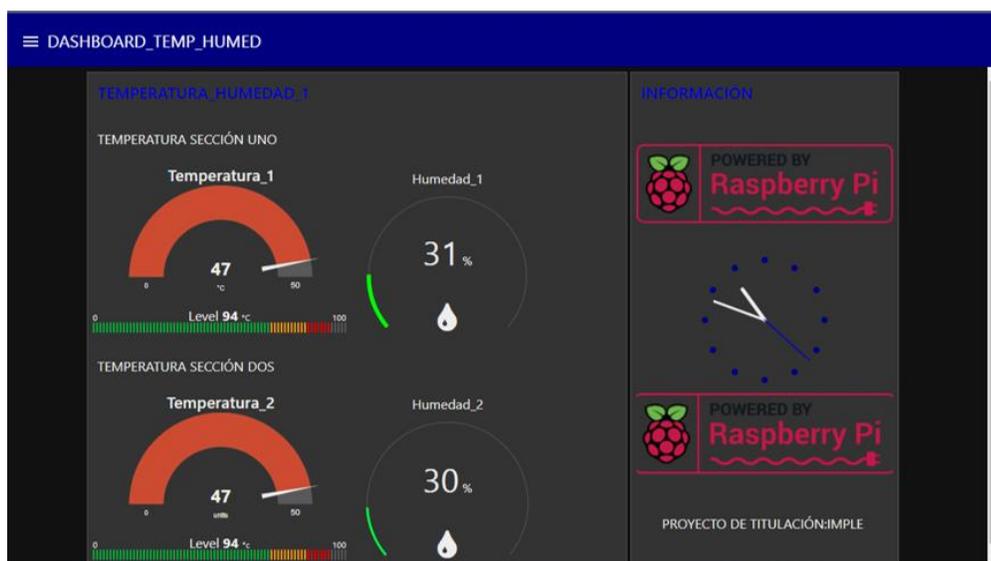
Gráfica de campana de Gauss del dióxido de carbono.



Las gráficas estadísticas demostraron que a partir del análisis de cada compuesto se obtienen los datos necesarios para generar el modelo discriminante de gases, así se separa el mínimo, el máximo y la mediana, por consiguiente, en la interfaz gráfica se analiza los datos recolectados. En la pestaña 1, se visualiza los datos de los sensores de humedad y temperatura en tiempo real donde el personal técnico verificará si el valor de temperatura es superior a 25°C, si es así, es apta para comenzar con la toma de muestras, en la Figura 140 se observa la ventana para los sensores DHT11 y se verifica tiene un excelente estado para un correcto funcionamiento de la cámara de gases.

Figura 140.

Ventana para los sensores de humedad y temperatura.



En la pestaña 2 de la Figura 141 se muestra el estado los sensores detectores de gas en tiempo real con unidades ppm (partes por millón), esta pestaña es dinámica, ya que muestra el estado actual de cada sensor e incluye la calidad del aire; cuando el paciente realice una exhalación profunda se examina la interacción de las muestras captadas por la matriz de sensores en la cámara de gases.

Figura 141.

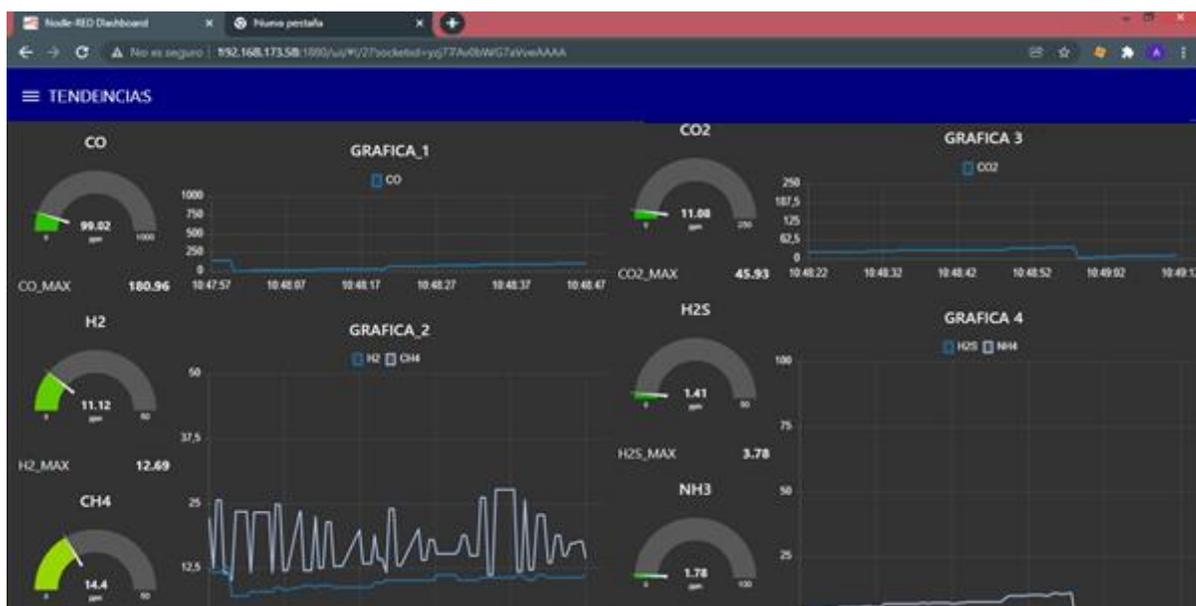
Ventana para la lectura en tiempo real de las muestras.



Una vez tomado las muestras se procesa para generar gráficas generales desde la base de datos y los valores máximos a los que llegó cada sensor, como se muestra en la Figura 142.

Figura 142.

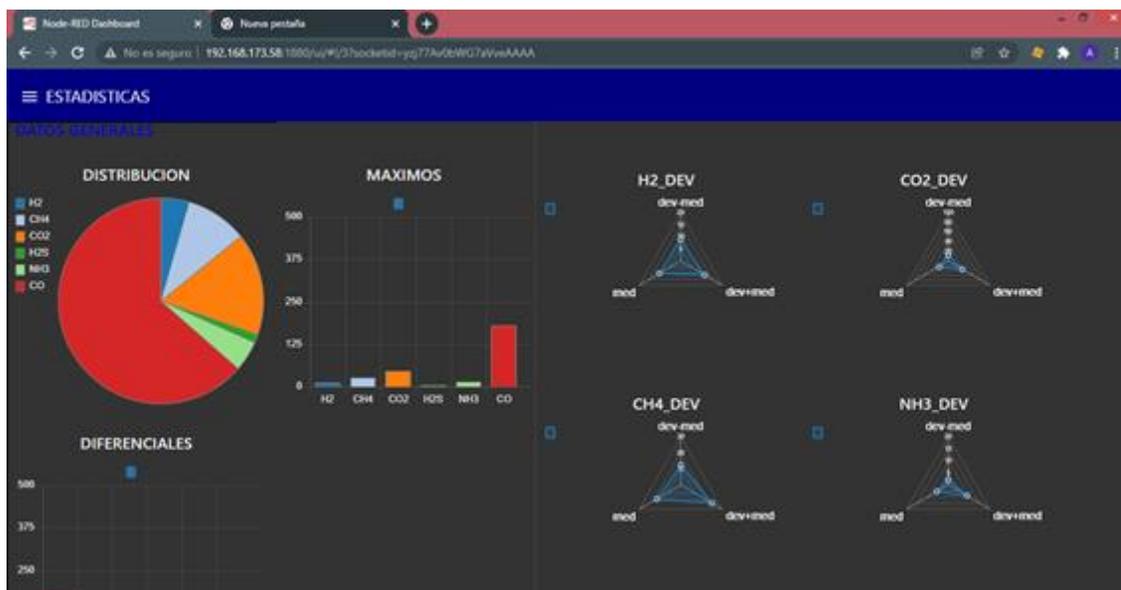
Ventana con graficas desde la base de datos.



Finalmente, en la Figura 143 se observa análisis estadístico en forma de distribución, diferenciales, barras máximas y la desviación normalizada.

Figura 143.

Ventana de análisis estadístico.



4.2. Validación de resultados

Se midieron las concentraciones de 6 compuestos presentes en el aliento exhalado de 14 participantes donde se va a obtener la validación de resultados a través de:

Resultados de la estandarización

Los datos de la tabla detallan valores permitidos dentro del margen de muestra bajo análisis, lo que permitirá estandarizar a cada compuesto, por lo que se extraen los valores máximos, mínimos y mediana (patrón) que se puede observar en la Tabla 14, para obtener el porcentaje de recuperación (capítulo 1, sección 1,6,12), que finalmente constituirá el rango del modelo discriminatorio de gases, y cuando se trabaje en otra muestra ya se establezca los niveles de localidad.

Tabla 13

Datos generales por compuesto.

Compuesto	Mínimo (ppm)	Patrón (ppm)	Máximo (ppm)
H2	5.91	8.9	12.55
CH4	0.83	11.67	62.86
NH3	0.36	1.52	13.17
H2S	0.39	1.075	3.18
CO	3.71	15.94	135.91
CO2	2.27	7.85	37.3

Es conocido que la media es mayormente utilizada para representar a un conjunto de datos, sin embargo, en este estudio se utiliza la mediana que se le conocerá como patrón inicial y representa mejor al conjunto de datos ya que es utilizado para interpretar los datos fisiológicos y permite generar la curva de estandarización.

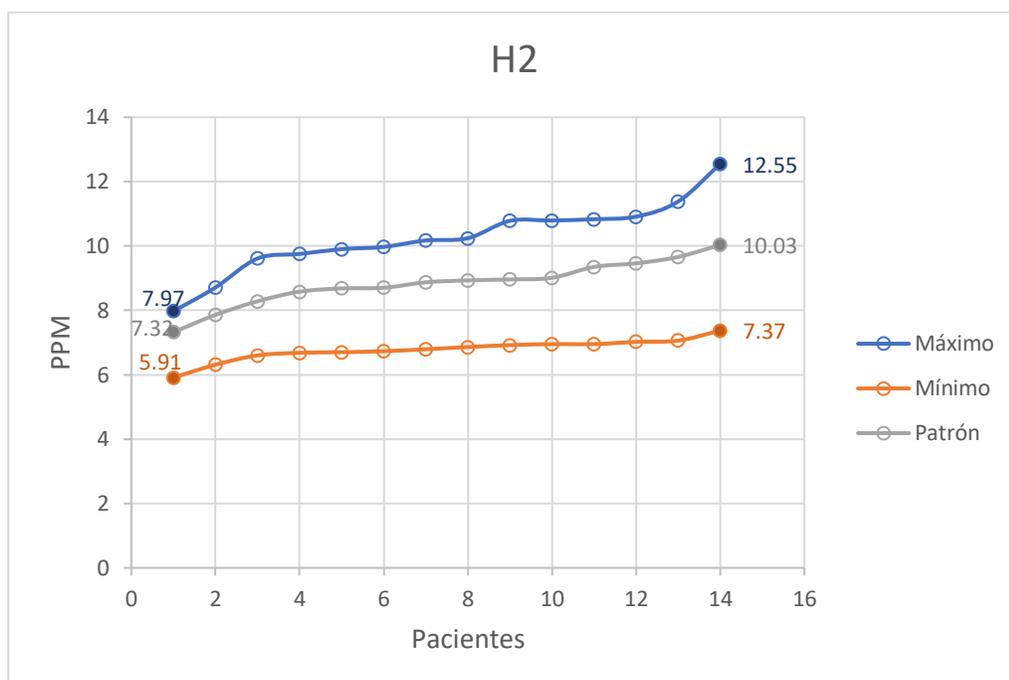
La señal patrón es obtenida al graficar las medianas de las muestras de cada uno de los pacientes que se seleccionaron previamente. Esta señal viene acompañada de los puntos máximos y mínimos de las muestras que delimitan los valores que se deberían obtener de una persona clínicamente sana, a continuación, en las figuras siguientes se detalla las curvas patrón al igual que la tabla de datos específicos de cada compuesto.

DIHIDRÓGENO

En la Figura 144, se observan la curva de estandarización la cual contiene 3 líneas que representan en forma creciente de cada dato y detalla los puntos máximos, mínimos y el patrón obtenido de las muestras analizadas.

Figura 144.

Curva de estandarización del Dihidrógeno.



Este compuesto es común en procesos del organismo y forma parte de muchas sustancias en los seres humanos, la gráfica presenta una cierta uniformidad en los valores lo que simplifica la identificación de anomalías.

En la Tabla 14, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 12.55 ppm y 7.97 ppm, respectivamente, las mismas características en la curva de valores mínimo se tiene como punto superior e inferior 5.91 ppm y 7.37 ppm respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 7.32 ppm y 10.03 ppm.

Tabla 14

Datos específicos del Dihidrógeno.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
H2	5.91	12.55	8.9	10.03	5.91	7.37

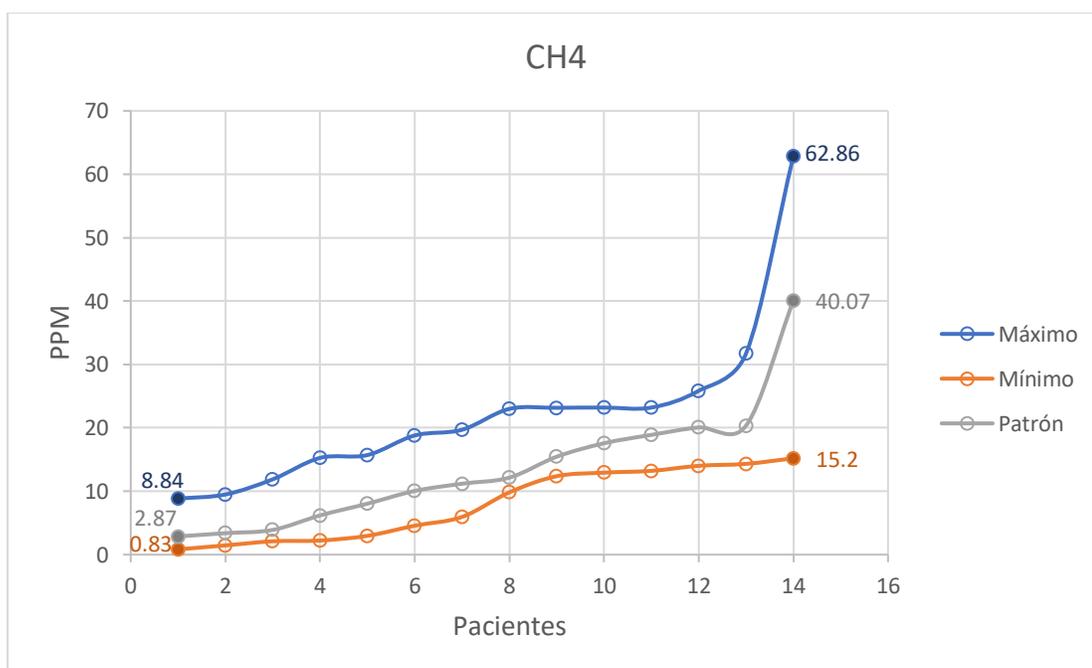
Todos los valores dentro del patrón superior e inferior, 10.03 ppm y 8.9 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serían de una persona clínicamente sana.

METANO

En la Figura 145, se observan que la curva de estandarización tiene tendencia ascendente y presenta cierta uniformidad en los valores lo que simplifica la identificación de anomalías.

Figura 145.

Curva de estandarización del Metano.



Conociendo que el estudio del metano representa una herramienta de diagnóstico importante en la práctica gastroenterológica, se observa valores grandes en

comparación con otros compuestos, lo que ayuda a definir de mejor manera los posibles biomarcadores.

En la Tabla 15, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 62.86 ppm y 8.84 ppm, respectivamente, los puntos superior e inferior en la curva de valores mínimo son 15.2 ppm y 0.83 ppm respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 40.07 ppm y 2.87 ppm.

Tabla 15

Datos específicos del Metano.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
CH4	0.83	15.2	2.87	40.07	8.84	62.86

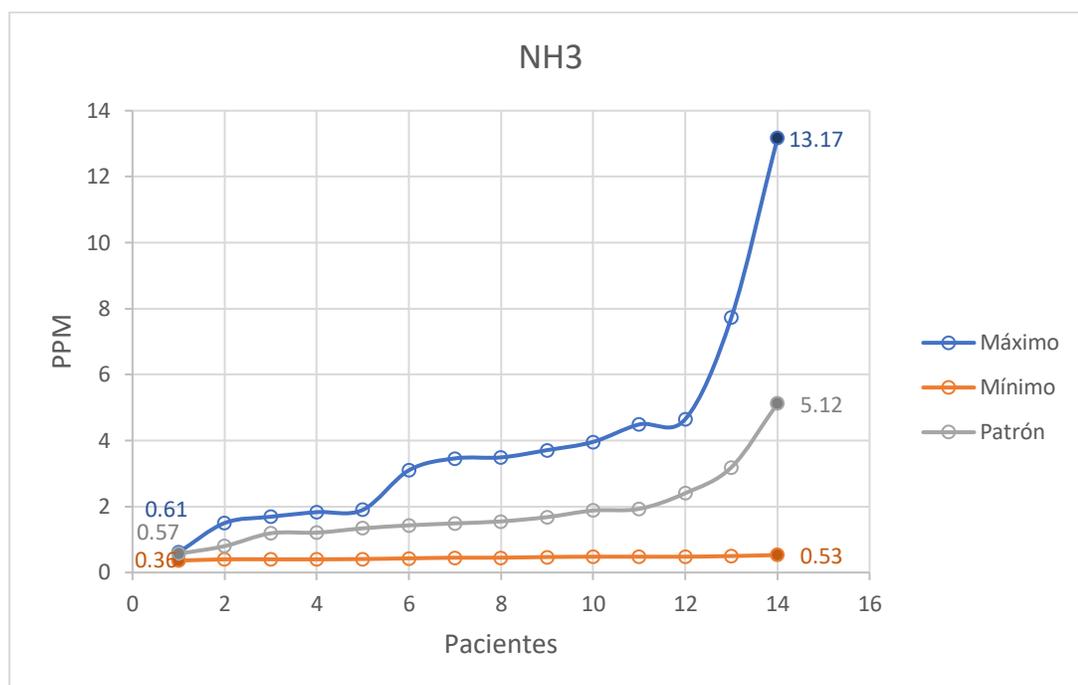
Todos los valores dentro del patrón superior e inferior, 40.07 ppm y 2.87 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serian de una persona clínicamente sana.

AMONIACO

En la Figura 146, se observan que la curva de estandarización tiene tendencia ascendente al igual que en el metano sin embargo se toma consideración especial con la línea de mínimos para realizar el patrón.

Figura 146.

Curva de estandarización del amoniaco.



Considerando que, pese a tener datos bajos logra ser una muestra representativa y como en el metabolismo, el amonio interviene en el riñón, músculo, intestino, hígado y cerebro, permite determinar porciones reducidas del compuesto.

En la Tabla 16, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 13.17 ppm y 0.61 ppm, respectivamente, los puntos superior e inferior en la curva de valores mínimos son 0.53 ppm y 0.36 ppm respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 5.12 ppm y 0.57 ppm.

Tabla 16

Datos específicos del Amoniacó.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
NH3	0.36	0.53	0.57	5.12	0.61	13.17

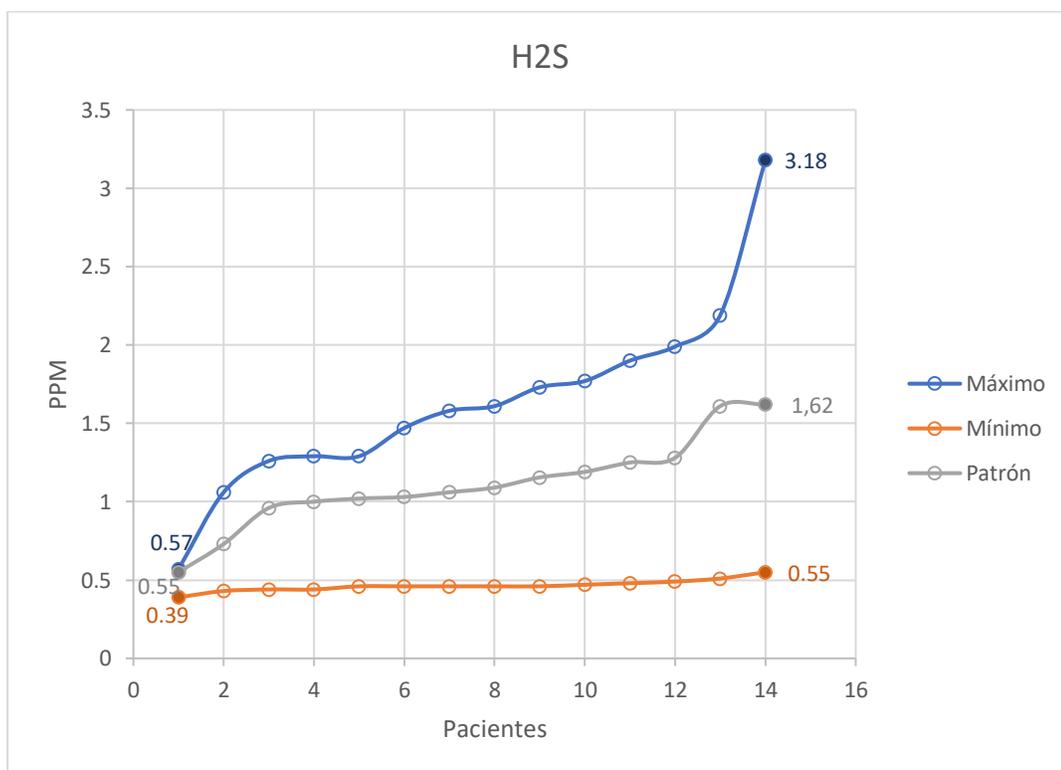
Todos los valores dentro del patrón superior e inferior, 13.17 ppm y 0.61 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serian de una persona clínicamente sana.

ÁCIDO SULFHÍDRICO

En la Figura 147, se observan que la curva de estandarización también presenta tendencia ascendente, además los valores obtenidos de este compuesto son bajos y presentan cierta uniformidad en sus muestras

Figura 147.

Curva de estandarización del Ácido sulfhídrico.



El cuerpo fabrica pequeñas cantidades del compuesto, naturalmente por las bacterias de la boca, por lo que se esperaba obtener mayor cantidad de datos de este compuesto, sin embargo, al realizar una comparativa con los datos de los demás pacientes se concluyó que únicamente se obtendría un rango bajo.

En la Tabla 17, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 3.18 ppm y 0.57 ppm, respectivamente, los puntos de la curva de valores mínimos son 0.55 ppm y 0.39 ppm superior e inferior respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 1.62 ppm y 0.55 ppm.

Tabla 17

Datos específicos del ácido sulfhídrico.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
H2S	0.39	0.55	0.55	1.62	0.57	3.18

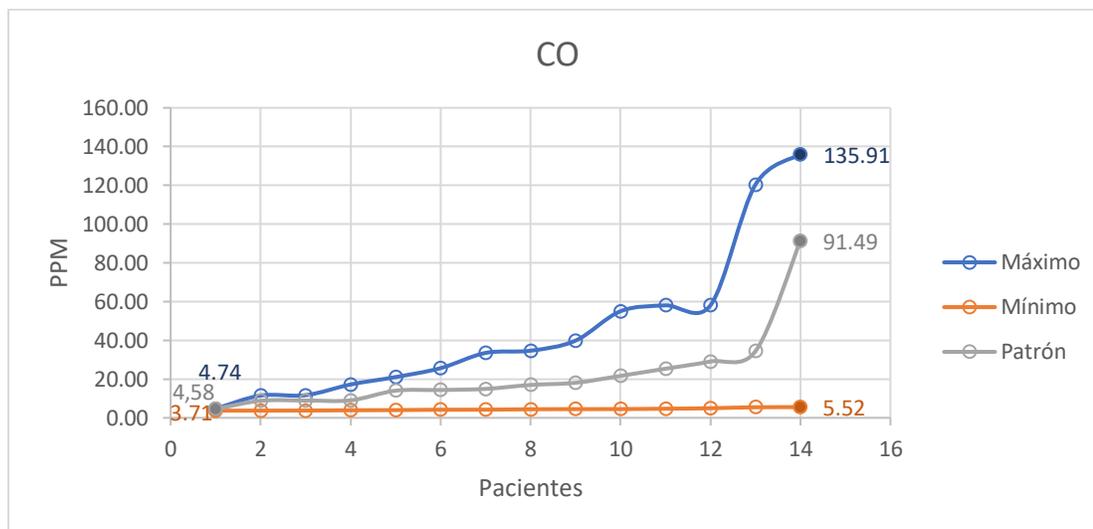
Todos los valores dentro del patrón superior e inferior 1.62 ppm y 0.55 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serían de una persona clínicamente sana.

MONÓXIDO DE CARBONO

En la Figura 148, se observa que la curva de estandarización también presenta tendencia ascendente, superior a compuestos anteriores, incluso mayor al CO₂, lo que representa análisis especial al considerar la interacción que puede tener con otros compuestos químicos.

Figura 148.

Curva de estandarización del Monóxido de carbono.



Considerado como el asesino silente por su alta capacidad toxica, este compuesto representa importancia de estudio para analizar biomarcadores con características físico-químicas.

En la Tabla 18, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 135.91 ppm y 4.74 ppm, respectivamente, los puntos en la curva de valores mínimo son 5.52 ppm y 3.71 ppm, superior e inferior respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 91.49 ppm y 4.58 ppm.

Tabla 18

Datos específicos del Monóxido de carbono.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
CO	3.71	5.52	4.58	91.49	4.74	135.91

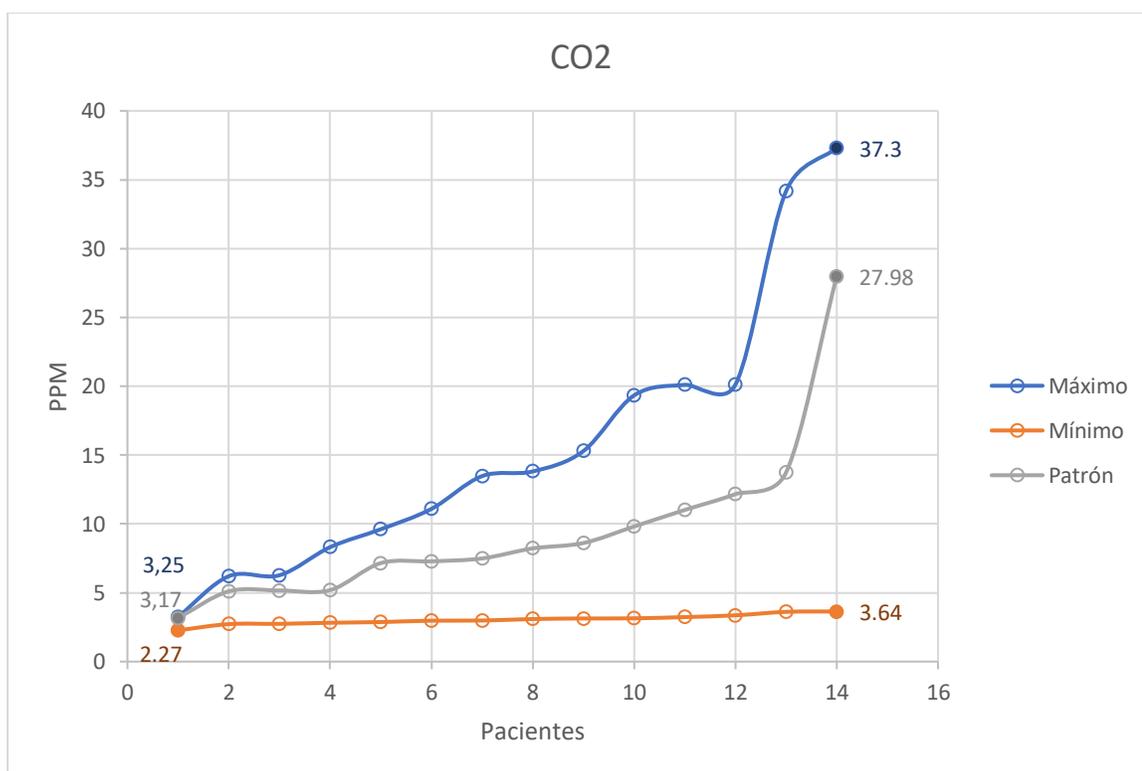
Todos los valores dentro del patrón superior e inferior 91.49 ppm y 4.58 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serían de una persona clínicamente sana.

DIÓXIDO DE CARBONO

En la Figura 149, se observan que la curva de estandarización también presenta tendencia ascendente, considerando que es el compuesto que naturalmente se exhala es más sencillo encontrar el patrón por la uniformidad en sus muestras.

Figura 149.

Curva de estandarización del Dióxido de carbono.



Este compuesto no es realmente un tóxico, en el sentido de daño o envenenamiento por inhalación, por lo que adicional a este compuesto se analiza la calidad del aire en cada muestra como se observa en la Figura 92 del capítulo 2 sección 2.2.3

En la Tabla 19, se detalla los puntos iniciales y finales obtenidos, siendo así, el punto superior e inferior de la curva de valores máximo 37.3 ppm y 3.25 ppm, respectivamente, en la curva de valores mínimo se tiene punto superior e inferior 3.64 ppm y 2.27 ppm respectivamente, y finalmente el valor de la curva patrón se tiene como punto superior e inferior 27.98 ppm y 3.17 ppm.

Tabla 19

Datos específicos del Dióxido de carbono.

Compuesto	Mínimo Inferior (ppm)	Mínimo Superior (ppm)	Patrón Inferior (ppm)	Patrón Superior (ppm)	Máximo Inferior (ppm)	Máximo Superior (ppm)
CO2	2.27	3.64	3.17	27.98	3.254	37.36

Todos los valores dentro del patrón superior e inferior 27.98 ppm y 3.17 ppm respectivamente se consideran como aptos para la muestra y serían de una persona clínicamente sana.

Todos los compuestos analizados tienen una tendencia ascendente de sus valores, sin embargo es menos visible en el dihidrógeno ya que es el compuesto que posee una mayor uniformidad en los valores recolectados, mientras que el metano es el compuesto con mayores variaciones al igual que el monóxido de carbono que presenta los valores más altos en sus mediciones llegando a 135.91 PPM, a diferencia del amoniaco con 0.36 PPM que es el compuesto con el valor más pequeño detectado, por otro lado el

ácido sulfhídrico es el compuesto que presenta las menores concentraciones de gas por partes por millón de los seis compuestos analizados.

4.2.1. Alcances

- La nariz electrónica actual permite realizar estimaciones de seis compuestos de gases diferentes presentes en el aliento exhalado.
- La implementación a partir de las pruebas y datos obtenidos en el estudio piloto permitirá ofrecer estándares a mediano y largo plazo.

4.2.2. Limitaciones

- La limitación en cuanto a la cantidad de sensores a emplear proviene de dos factores: la potencia e intensidad máximas que es capaz de proporcionar la fuente de alimentación, y el número de entradas digitales y/o analógicas de las que dispone la Raspberry Pi 4 empleado.
- El potencial de cada sensor es limitado, a pesar de presentar excelentes resultados, si es recomendable utilizar sensores de características médicas.
- La cantidad de participantes se vio reducida dadas las circunstancias del confinamiento producido por la pandemia de la SARS-Cov-2, lo que no contribuyó para tener un universo mayor de muestras y efectuar un análisis más profundo sobre la fiabilidad del dispositivo.
- La conexión del dispositivo con periféricos de entrada y salida, es necesario conexión de dispositivos externos como el HDMI o la conexión constante a red LAN.
- EL número suficiente de suministros médicos para la toma de muestras, continua desinfección de cada artículo utilizado para que utilice cada participante.

Capítulo V

5. Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

- Se pudo comprobar que los sensores industriales seleccionados se los puede emplear en aplicaciones biomédicas, ya que poseen características similares a los sensores especializados en este campo, con la limitación de poseer una baja sensibilidad y su tiempo de vida útil es relativamente corto en relación a los mencionados.
- El diseño de la nariz electrónica propuesto fue adecuado, ya que al recoger y tomar las muestras se puede observar que las curvas obtenidas presentaron uniformidad.
- En la cámara de gases no se pierden muestras por su diseño mecánico y el material utilizado en la fabricación del dispositivo, ya que este permite un flujo laminar del aire exhalado y llegue a cada uno de la matriz hexagonal de sensores de manera uniforme.
- En la implementación del diseño electrónico de la nariz, se utiliza una tarjeta Arduino la cual sirve para la adquisición y procesamiento de la información, posterior a esto, en la tarjeta Raspberry Pi 4 se configura y acondiciona la señal para que se analicen y presenten los datos correspondientes en la interfaz gráfica.
- La utilización del Node Red permite para la comunicación de la tarjeta Raspberry Pi 4 con la nube, lo cual es una ventaja ya que permite conectarse a esta nube con cualquier dispositivo permitiendo así visualizar los datos

correspondientes de la nariz electrónica y que el personal técnico o médico revisen la información.

- La mascarilla que presentó mejores resultados en la adquisición de muestras fue la de tipo Venturi, ya que por su diseño aerodinámico minimiza la pérdida de flujo de aire y permite captar la mayor cantidad de muestras por cada exhalación, a diferencia de la mascarilla de oxígeno que es mayoritariamente utilizada en el suministro de oxígeno y la mascarilla de tipo reservorio, la cual perdía muchos datos al pasar la bolsa a la cámara de gases y no permitía realizar análisis por las pérdidas mencionadas.
- Los métodos estadísticos utilizados en la interfaz gráfica permiten al personal médico y técnico el análisis de estas representaciones, para tener una mejor interpretación de los resultados obtenidos y así conocer si son clínicamente sanos.
- El tipo de muestreo a criterio no probabilístico en donde se aplicó los criterios de inclusión y exclusión permite seleccionar a aquellos sujetos de prueba que se consideren más apropiados para generar la muestra adecuada para este estudio.
- La diversidad de los resultados obtenidos para el posterior análisis, se debe a diversas características como: el número de participantes, la carencia de un muestreo estandarizado, los diferentes algoritmos estadísticos aplicados, y los compuestos químicos seleccionados.
- En los resultados obtenidos, se notó que el Metano es el compuesto que presenta una mayor variación en los rangos medidos y permite definir con mayor claridad los biomarcadores, ya que representa una herramienta de diagnóstico importante en la práctica gastroenterológica y su contraparte es el

dihidrógeno por ser el compuesto que presenta una mayor uniformidad está presente en procesos del organismo y forma parte de muchas sustancias en los seres humanos ya que sus valores son bastante próximos los unos a los otros.

5.2. Recomendaciones

- Mantener conectado durante al menos 18 horas para que los sensores lleguen a la temperatura interna de mínimo 25°C, la cual permite mejorar la calidad en la toma de muestras.
- Realizar fichas de control de datos por participante para tener la información general y específica de enfermedades o sintomatología de SARAS-Cov-2 con lo cual se determinará si son aptos para formar parte del estudio de esta investigación.
- Verificar los datos obtenidos en la ficha de control y en la pestaña 2 de la interfaz gráfica y tomar especial consideración al inciso 4 de los criterios médicos, ya que el alcohol es mayormente detectado por todos los sensores a diferencia del tabaco que únicamente altera al sensor detector de metano.
- Crear tablas de estandarizaciones que muestren los datos y los indicadores de desempeño que cuantifiquen el cumplimiento de las directrices.

5.3. Trabajos futuros

- Generar la curva de normalización con mayor cantidad de pacientes donde se utilizará más gráficas estadísticas para mejorar la calidad del análisis discriminatorio de gases.

- Se provee analizar grupos específicos de enfermedades para compararlas con las muestras estandarizadas que se dejan en este escrito, además de indicadores visuales tales como leds para el personal médico.

Bibliografía

- 330ohms. (11 de 07 de 2016). *330hms*. Recuperado el 16 de 07 de 2021, de <https://blog.330ohms.com/2016/07/11/como-funcionan-los-sensores-de-gas/>
- 7Graus. (23 de 10 de 2020). *diferenciador*. Recuperado el 20 de junio de 2021, de <https://www.diferenciador.com/compuestos-organicos-e-inorganicos/>
- AIDA. (2020). *Infografía: ¿Qué es el metano y cómo contamina nuestro aire?* Obtenido de AIDA AMERICAS: <https://aida-americas.org/es/infografia-que-es-el-metano-y-como-contamina-nuestro-aire>
- Alonso, L. L.-M. (2017). *El olfato*. Los Libros de la Catarata.
- Ankit Rohatgi. (2021). *Automeris*. Recuperado el 24 de 05 de 2021, de Automeris LLC: <https://automeris.io/>
- Arrobo, G. M. (2019). *RESULTADOS DE APRENDIZAJE*. Obtenido de Instituto Tecnológico Superior "Japón": <http://190.57.147.202:90/jspui/bitstream/123456789/127/1/PSICOLOGIA%20GENERAL%20MARIA%20FERNANDA%20PAR%202019.pdf>
- ATSDR20. (06 de 04 de 2016). *Agencia para Sustancias Tóxicas y el Registro de Enfermedades*. Recuperado el 24 de 05 de 2021, de https://www.atsdr.cdc.gov/es/phs/es_phs114.html
- B., A. (2001). *MySQL*. MySQL.

- Bonadeo, M. J. (2005). *Odotipo: historia natural del olfato y su función en la identidad de marca*. Universidad Austral: Facultad de Comunicación..
- BORUNDA, A. (23 de 01 de 2019). *National Geographic*. Recuperado el 28 de 07 de 2021, de <https://www.nationalgeographic.com/environment/article/methane>
- Busto, O. (2011). la nariz electrónica: una nueva forma de analizar el aroma. *Revista de Enología ACE*.
- Challenger-Pérez, I. D.-R.-G. (2014). El lenguaje de programación Python. *Ciencias Holguín*, 1-13.
- CIMAT. (10 de 2021). *Centro de Investigacion en Matemáticas, A*. Recuperado el 02 de 06 de 2021, de <https://www.cimat.mx/es/node/798>
- Clinic Cloud. (2015). *Clinic Cloud*. Recuperado el 04 de 06 de 2021, de <https://clinic-cloud.com/blog/que-es-un-estudio-piloto-definicion/>
- Diario. (2017). Aparato respiratorio. *El mundo*.
- DIEEC. (10 de 12 de 2020). Recuperado el 04 de 06 de 202, de http://www.ieec.uned.es/investigacion/Dipseil/PAC/archivos/Informacion_de_referencia_ISE6_1_1.pdf
- Esper, R. C. (2008). Amonio e hiperamonemia. Su significado clínico. *Médica Sur*, 209-213.
- Fernández Amézaga, J. &. (2002). Halitosis: diagnóstico y tratamiento en Atención Primaria. *Medifam*, 46-57.

- FERNÁNDEZ, Y. (03 de 08 de 2020). *Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno*. Recuperado el 28 de 07 de 2021, de xataka:
<https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>
- Foro Nuclear. (2020). *Foro de la Industria Nuclear Española*. Obtenido de
<https://www.foronuclear.org/descubre-la-energia-nuclear/preguntas-y-respuestas/sobre-energia-nuclear/que-es-el-hidrogeno/>
- Ghosh, S. (2012). Design and Development of An Intelligent MEMS Based Portable Gas Sensor Array for Manhole Gas Mixture Detection and Analysis. *Doctoral dissertation, JADAVPUR UNIVERSITY KOLKATA*.
- HANWEI ELETRONICS CO.,LTD. (2020). *HANWEI ELETRONICS*. Recuperado el 09 de 06 de 2021, de <http://www.hwsensor.com>
- Heredia, D. F. (2020). *vlex*. Recuperado el 01 de 08 de 2021, de Población y muestra:
<https://vlex.com.co/vid/poblaci-muestreo-73199620>
- Hirsch, L. (09 de 2019). *Los pulmones y el sistema respiratorio*. Recuperado el 01 de 08 de 2021, de Cook Children's:
<https://kidshealth.org/CookChildrens/es/teens/lungs.html>
- Infante, J. M. (2021). *rambal Automatización y Robótica*. Obtenido de
<https://rambal.com/gases-polucion/777-sensor-gas-metano-gas-natural-mq4.html>
- Instituto para la Salud Geoambiental. (2020). *Dióxido de carbono CO2*. Recuperado el 07 de 06 de 2021, de <https://www.saludgeoambiental.org/dioxido-carbono-co2>

- Isaac. (2020). *GPIO: todo sobre las conexiones de la Raspberry Pi 4 y 3*. Recuperado el 03 de 08 de 2021, de Hardwarelibre: <https://www.hwlibre.com/gpio-raspberry-pi/>
- Jervis, T. M. (2018). *Funciones del Hidrógeno en el Cuerpo Humano*. Recuperado el 04 de 08 de 2021, de lifeder: <https://www.lifeder.com/funciones-hidrogeno-cuerpo-humano/>
- Khan, R. K. (12 de 2012). Future internet: the internet of things architecture, possible applications and key challenges. *10th international conference on frontiers of information technology*, 257-260.
- LLAMAS, L. (23 de 03 de 2014). *Ingeniería, informática y diseño*. Recuperado el 06 de 08 de 2021, de <https://www.luisllamas.es/entradas-analogicas-en-arduino/>
- Lucas, M. d. (2017). *Valor de los compuestos orgánicos volátiles en aire exhalado en el diagnóstico del cáncer de pulmón*.
- M.C.. Luna Paredesa, O. A. (2009). Oxygen therapy in acute and chronic conditions: Indications, oxygen systems, assesement and follow-up. *anales de pediatria*, 161-174.
- Manuel, D.-A. C.-G.-O. (2014). Electronic Nose to Determine the Maturity Index of the Tree Tomato (Cyphomandra Betacea Sendt). *Ingeniería Investigación y Tecnología*, 351-362.
- Martín, J. R. (2005). Diseños de muestreo (II). *NURE investigación: Revista Científica de enfermería*, 6.

- Mathew, J. S. (2016). DESIGN AND ANALYSIS OF MULTILEGGED ROBOT FOR ENVIRONMENT MONITORING. *EPRA International Journal of Research and Development (IJRD)*, 59-70.
- MDS Salud. (2020). *MDS Salud*. Recuperado el 11 de 06 de 2021, de <https://www.msdsalud.es/informacion-practica/ensayos-clinicos-pacientes.html>
- Mena, E. C. (1999). Aparato respiratorio. *Mediterráneo*, 185-189.
- Microsoft. (2021). *Microsoft*. Recuperado el 12 de 06 de 2021, de <https://www.microsoft.com/en-ww/microsoft-365/excel>
- Miller, I. &. (1973). *Probabilidad y estadística para ingenieros*. Reverté.
- Montilva, M. (2009). *Flujo Laminar en la Región de entrada de un tubo recto precedido por una tubería curva*.
- Moreno, I. C. (2009). La Nariz Electrónica: Estado del Arte. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 76-91.
- Moreno, I. C. (2009). La nariz electrónica: Estado del arte. *Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 76-91.
- Muñoz., D. R. (06 de 2009). *Desarrollo de una interfaz gráfica de usuario para el preprocesador*. Recuperado el 15 de 08 de 2021, de <http://ninive.ismm.edu.cu/bitstream/handle/123456789/3416/subiros.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

- Natalie Phillips, G. K. (2020). *AARP*. Recuperado el 16 de 09 de 2021, de <https://healthtools.aarp.org/es/health/tasa-de-flujo-espiratorio-maximo>
- Naylamp Mechatronics. (2019). *TUTORIAL SENSORES DE GAS MQ2, MQ3, MQ7 Y MQ135*. Obtenido de Naylamp Mechatronics: https://naylampmechatronics.com/blog/42_tutorial-sensores-de-gas-mq2-mq3-mq7-y-mq135.html
- Naylamp Mechatronics SAC. (2021). *Naylamp Mechatronics SAC*. Recuperado el 13 de 06 de 2021, de <https://naylampmechatronics.com/sensores-temperatura-y-humedad/57-sensor-de-temperatura-y-humedad-relativa-dht11.html>
- Node RED. (2021). *Node RED*. Recuperado el 18 de 06 de 2021, de <https://flows.nodered.org/node/node-red-dashboard>
- Node-RED. (2021). *Node-RED*. Recuperado el 18 de 06 de 2021, de <https://nodered.org/>
- Node-RED. (2021). *node-red-dashboard 3.1.2*. Recuperado el 18 de 06 de 2021, de <https://flows.nodered.org/node/node-red-dashboard>
- Oliu, G. N. (2010). Intoxicación por monóxido de carbono: claves fisiopatológicas para un buen tratamiento. *Emergencias*, 451-459.
- PCE Inst. (2020). *PCE Inst. Ibérica*. Obtenido de <https://www.pce-iberica.es/medidor-detalles-tecnicos/instrumento-de-gases/analizador-gas-gassesoren.htm>
- Phillips, M. G. (1994). Metabolic and environmental origins of volatile organic compounds in breath. *Journal of clinical pathology*, 1052-1053.

Pixabay. (10 de 07 de 2018). *20 Minutos*. Recuperado el 17 de 08 de 2021, de <https://www.20minutos.es/noticia/3391179/0/salud-sucesos-amoniaco/>

QuestionPro. (2020). *¿Qué es la investigación cuasi experimental?* Recuperado el 23 de 05 de 2021, de QuestionPro: <https://www.questionpro.com/blog/es/investigacion-cuasi-experimental/>

RAM, R. P. (2020). *BricoGeek*. Recuperado el 18 de 08 de 2021, de <https://tienda.bricogeek.com/placas-raspberry-pi/1330-raspberry-pi-4-model-b-4-gb.html>

Rambabu, K. V. (2016). Industrial Pollution Monitoring System Using LabVIEW.

Real VNC. (2021). *VNC connect*. Recuperado el 13 de 07 de 2021, de <https://www.realvnc.com/es/connect/download/vnc/>

Restrepo, J. A. (2007). *Compuestos orgánicos volátiles*.

Rivai, M. A. (2019). Fish Quality Recognition using Electrochemical Gas Sensor Array and Neural Network. *International Conference on Computer Engineering, Network, and Intelligent Multimedia (CENIM)*, 1-5.

Rodas Sánchez, L. C. (2015). *Identificación de compuestos orgánicos volátiles en aire respirado mediante Microextracción en Fase Sólida y Cromatografía de Gases acoplada a Espectrometría de Masas*.

Rodriguez-Gil, G. (2004). Servicios de California para la Sordo-ceguera. *El Poderoso Sentido del Olfato*.

Ruiz, C. (23 de 11 de 2016). *OpenLanuz*. Obtenido de

<https://openlanuza.com/librerias-en-arduino/>

S & P. (24 de 12 de 2018). *S & P*. Recuperado el 22 de 06 de 2021, de

<https://www.solerpalau.com/es-es/blog/efectos-co2/>

Sakayo, N. M. (2019). Design and Calibration of a Microcontroller Based MQ-4 Gas Sensor for Domestic Cooking Gas System. *SSRG International Journal of Applied Physics (SSRG-IJAP)*, 31-40.

Sánchez, H. S. (2017). *SISTEMA RESPIRATORIO*.

Santamaria, P. (06 de 04 de 2020). *Qué sistema operativo debería usar en una*

Raspberry Pi. Recuperado el 16 de 08 de 2021, de el output:

<https://eloutput.com/productos/gadgets/sistemas-operativos-raspberry-pi-usos-recomendaciones/>

Santana, B. (15 de 08 de 2019). *Raspberry Pi 4: Para qué sirve y qué podemos hacer con él*. Recuperado el 18 de 08 de 2021, de IGN España:

<https://es.ign.com/raspberry-pi/153948/feature/raspberry-pi-4-para-que-sirve-y-que-podemos-hacer-con-el>

SIBILA, O. (2011). La nariz electrónica en el diagnóstico de enfermedades respiratorias.

Servei de Pneumologia, 7-13.

Softonic. (2021). *softonic*. Recuperado el 29 de 06 de 2021, de VNC VIEWER:

<https://vnc-viewer.softonic.com/>

- Soto, J. A. (16 de 08 de 2020). *Geeknetic*. Recuperado el 16 de 09 de 2021, de <https://www.geeknetic.es/VNC/que-es-y-para-que-sirve>
- sparkfun. (02 de 05 de 2017). *sparkfun*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/17052>
- Sparkfun. (03 de 05 de 2017). *Sparkfun*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/17053>
- Staples, E. J. (2007). Detection of Pulmonary Infections in Cystic Fibrosis Patients Using the zNose®, an Ultra-fast Gas Chromatograph. *Cystic fibrosis*.
- Stella, B. G. (2015). *Olor y derecho*. Obtenido de <https://www.uv.mx/cienciauv/blog/quimicadelolor/>
- Suministro y Distribuciones Ivan Quintanilla S.A. (2020). Recuperado el 23 de 05 de 2021, de <http://sydquintanilla.com/product/mascarilla-de-oxigeno-con-reservorio/>
- Support Google. (2021). *Ayuda de Editores de Docs*. Recuperado el 25 de 05 de 2021, de <https://support.google.com/docs/answer/9146868?hl=es-419>
- Villaescusa, C. G. (2014). Sistemas de administración de oxígeno. *ManualSepar*, 29.
- WEARBEARD. (05 de 07 de 2019). *Hidrógeno, de las estrellas a tus células*. Recuperado el 20 de 08 de 2021, de SINC: <https://www.agenciasinc.es/Visual/Ilustraciones/Hidrogeno-de-las-estrellas-a-tus-celulas#top>

Xenses. (2020). *Xenses*. Obtenido de xcaret: <https://www.xensespark.com/es/que-son-los-sentidos/>

Zaragozano, J. F. (2005). Intoxicación por monóxido de carbono. *Anales de Pediatría*, 587-590.

zendesk. (2021). *Ayuda de explore*. Recuperado el 26 de 05 de 2021, de <https://support.zendesk.com/hc/es/articles/4408839402906-La-media-vs-la-mediana>

ANEXOS