



Universidad del Azuay

Facultad de Ciencia y Tecnología

Escuela de Ingeniería Electrónica

Diseño de un Capnógrafo

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de
Ingeniero Electrónico

Autor

Milton Andrés Piedra AVECILLAS

Director

Simón Bolívar Méndez Rengel

Cuenca, Ecuador
2013

DEDICATORIA

A mis Padres,

Milton Piedra (†) y Narcisa AVECILLAS

Por su valor, esfuerzo y cariño.

Francisco V. Vásquez
26/05/13

DISEÑO DE UN CAPNÓGRAFO

RESUMEN

Para diseñar los circuitos electrónicos para el acondicionamiento, filtrado, y digitalización de la señal adquirida por el sensor de CO₂, y programar en LabVIEW un capnógrafo virtual, se ha realizado un estudio detallado de los principios de funcionamiento y las partes de las que consta un capnógrafo. En base a esta investigación se diseñó cada una de las etapas: empezando por la adquisición de la señal, el filtrado y acondicionamiento de la misma, y por último su digitalización.

Se efectuó una simulación del procesamiento de la señal en el software LabVIEW, se generó una señal similar a la producida por un sensor de CO₂ en un paciente, ésta se visualiza y procesa para el control de alarmas, frecuencia respiratoria, registro, etc. Así como una explicación de la interpretación de los resultados obtenidos ya que solo existe un capnograma normal y todas las variaciones deben ser reconocidas y tratadas como corresponda.

PALABRAS CLAVE: Capnografía, Capnógrafo, CO₂, LabVIEW, Bioelectrónica.



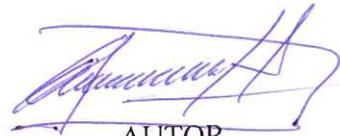
DIRECTOR DE ESCUELA
INGENIERÍA ELECTRÓNICA

Ing. Francisco Vásquez



DIRECTOR DEL TRABAJO DE GRADO

Ing. Bolívar Méndez



AUTOR

Milton Andrés Piedra Avecillas

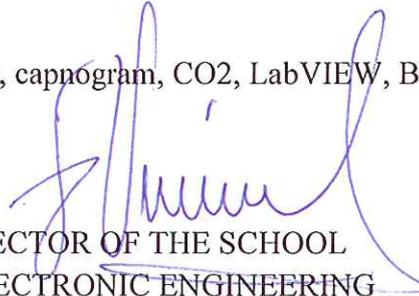
ABSTRACT

DESIGN OF A CAPNOGRAM

In order to design the electronic circuits for the adaptation, filtering, and digitalization of the signal acquired by the CO₂ sensor and program it in LabVIEW in a virtual capnogram, a detailed study of the main operation principals and the parts of a capnogram was carried out. Each one of the stages was designed based on this research: starting with signal acquisition, filtering, adaptation, and finally digitalization.

A simulation of the signal processing in LabVIEW software was carried out. We were able to generate a similar signal to the one produced by a CO₂ sensor in a patient, which is visualized and processed for the control of alarms, respiratory frequency, register, etc. In addition, the study presents the explanation and interpretation of the results since there is only one regular capnogram and every variation must be recognized and dealt with accordingly.

Key Words: capnography, capnogram, CO₂, LabVIEW, Bioelectronics.



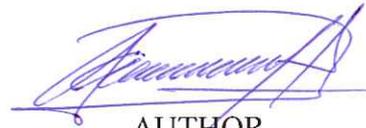
DIRECTOR OF THE SCHOOL
OF ELECTRONIC ENGINEERING

Ing. Francisco Vasquez



DIRECTOR OF THE GRADUATION
WORK

Ing. Bolívar Méndez

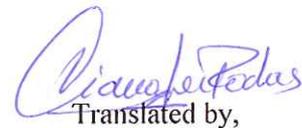


AUTHOR

Milton Andrés Piedra AVECILLAS



UNIVERSIDAD
AZUAY
DPTO. IDIOMAS



Translated by,
Diana Lee Rodas

ÍNDICE DE CONTENIDOS

DEDICATORIA	ii
RESUMEN.....	iii
ABSTRACT	iv
ÍNDICE DE CONTENIDOS	v
ÍNDICE DE TABLAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	ix
ÍNDICE DE ECUACIONES	xi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1: CAPNOMETRÍA Y CAPNOGRAFÍA	
1.1 Conceptos básicos	3
1.1.1 Aire	3
1.1.2 Dióxido de Carbono	4
1.1.3 Respiración	4
1.1.4 El intercambio de gases	4
1.1.5 Ventilación del espacio muerto	5
1.1.6 Difusión y Perfusión.....	6
1.2 Monitoreo de CO ₂	6
1.2.1 El ciclo de CO ₂	6
1.2.2 Cuantificación de CO ₂ mediante espectroscopía infrarroja.....	7
1.3 Capnometría y capnografía	8
1.3.1 Conceptos	8
1.3.2 Procedimientos de medición.....	9
1.3.3 Medición sidestream (flujo lateral)	9
1.3.4 Medición mainstream (flujo principal).....	10
1.3.5 La diferencia entre PACO ₂ , PaCO ₂ y etCO ₂	11
1.3.6 El capnograma fisiológico	11
CAPITULO 2: SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	
2.1 Sensor de CO ₂ . COMET II.....	14
2.2 Etapa de Adquisición de Datos	15

2.2.1 Funciones de la etapa de adquisición de datos	15
2.2.2 Amplificador de Instrumentación	16
2.2.3 Criterios de diseño	17

CAPITULO 3: DISEÑO DEL CIRCUITO DE FILTRADO, ACONDICIONAMIENTO Y DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL

3.1 Etapa de filtrado de la señal	20
3.1.1 Descripción del filtro	20
3.1.2 Diseño del filtro	20
3.2 Etapa de Acondicionamiento de la señal	22
3.2.1 Descripción de la etapa de acondicionamiento de la señal	22
3.2.2 Diseño del circuito de acondicionamiento de la señal	23
3.3 Etapa de digitalización de la señal	24
3.3.1 Descripción de la etapa de digitalización	24
3.3.2 Diseño de la etapa de digitalización de la señal	25

CAPÍTULO 4: CAPNÓGRAFO VIRTUAL EN LABVIEW

4.1 Software de diseño LabVIEW	27
4.2 Capnógrafo Virtual	27
4.2.1 Simulación de las señales	27
4.2.2 Respiraciones por minuto	29
4.2.3 Concentración final de CO ₂	31
4.2.4 Alarmas	33
4.2.5 Registro	34
4.3 Comparación de un capnógrafo real con el capnógrafo virtual	35

CAPÍTULO 5: INTERPRETACIÓN DE UN CAPNOGRAMA

5.1 Interpretación práctica	37
5.2 Capnogramas anormales	37
5.2.1 Disminución exponencial de la PCO ₂	37
5.2.1.1 Posibles causas	38
5.2.2 PCO ₂ constantemente reducido	38
5.2.2.1 Posibles causas	39
5.2.3 Caída repentina de la PCO ₂ a valores cercanos a cero	39
5.2.3.1 Posibles causas	40

5.2.4 Caída repentina de PCO_2 , pero a valores por encima de cero ...	40
5.2.4.1 Posibles causas.....	41
5.2.5 Incremento gradual en PCO_2	41
5.2.5.1 Posibles causas.....	42
5.2.6 PCO_2 constantemente elevado.....	42
5.2.6.1 Posibles causas.....	43
5.2.7 PCO_2 reducido sin formación de meseta.....	43
5.2.7.1 Posibles causas.....	44
5.2.8 Meseta excesivamente inclinada de PCO_2	44
5.2.8.1 Posibles causas.....	44
5.2.9 Continuo aumento de PCO_2 inspiratoria y espiratoria	45
5.2.9.1 Posibles causas.....	45
CONCLUSIONES.....	46
RECOMENDACIONES.....	47
BIBLIOGRAFÍA.....	48
ANEXOS	51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Composición del aire inhalado y exhalado por el cuerpo humano	3
Tabla 3.1. Valores de coeficientes para diferentes tipos de filtro	21
Tabla 4.1. Límites recomendados para activación de alarmas.	33

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Difusión y perfusión	6
Figura 1.2. Ciclo del CO ₂	7
Figura 1.3. Capnometría.....	8
Figura 1.4. Capnografía.....	9
Figura 1.5. Medición Sidestream (flujo lateral).....	10
Figura 1.6. Medición Mainstream (flujo principal)	10
Figura 1.7. La diferencia entre PACO ₂ , PaCO ₂ y etCO ₂	11
Figura 1.8. Descripción de un capnograma.....	12
Figura 1.9. Etapas de un capnograma	13
Figura 2.1. Sensor de CO ₂ COMET II	14
Figura 2.2. Esquema de la etapa de adquisición de datos	15
Figura 2.3. Esquema de un amplificador de Instrumentación.....	16
Figura 2.4. Gráfica Voltaje vs. CO ₂ del sensor COMET en condiciones normales ..	17
Figura 2.5. Esquema del circuito de adquisición de datos	19
Figura 3.1: Topología Sallen Key	21
Figura 3.2. Esquema del filtro Butherworth.....	22
Figura 3.3. Circuito de desplazamiento de la señal.....	23
Figura 3.4. Circuito de acondicionamiento de la señal	23
Figura 4.1. Herramienta Simulate Arbitrary Signal Express VI	28
Figura 4.2. Segmento del programa para simular y visualizar la señal.....	28
Figura 4.3. Ejemplos de capnogramas simulados en LabVIEW	29
Figura 4.4. Segmento del programa para el monitoreo de la respiración	30
Figura 4.5. Indicador de respiraciones por minuto del capnógrafo virtual	31
Figura 4.6. Indicador de EtCO ₂ del capnógrafo virtual.....	31
Figura 4.7. Indicador de EtCO ₂ del capnógrafo virtual.....	32
Figura 4.8. Segmento del programa para la activación de alarmas.....	34
Figura 4.9 Segmento del programa para el registro de etCO ₂	34
Figura 4.10. Comparación del capnógrafo virtual con un capnógrafo real.....	36
Figura 5.1. Decremento exponencial de la PCO ₂	38
Figura 5.2. PCO ₂ reducido	39
Figura 5.3. Caída repentina de la PCO ₂ a valores cercanos a cero	40

Figura 5.4. Caída repentina de PCO_2 , pero por encima de cero.....	41
Figura 5.5. Incremento gradual de CO_2	42
Figura 5.6. PCO_2 constantemente elevado	42
Figura 5.7. PCO_2 reducido sin formación de meseta	43
Figura 5.8. Meseta excesivamente inclinada de CO_2	44
Figura 5.9. Continuo aumento de PCO_2 inspiratoria y espiratoria.....	45

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1.1. Presión total de un gas.....	4
Ecuación 2.1. Ganancia de un amplificador de instrumentación.....	17
Ecuación 2.2. Ganancia del amplificador de instrumentación AD620	18
Ecuación 2.3. Obtención de R_G para un amplificador de instrumentación AD620 ...	18
Ecuación 2.4. Cálculo de R_G para el circuito de adquisición de datos.....	18
Ecuación 3.1. Cálculo de R para el filtro Butherworth	22
Ecuación 3.2. Cálculo de R_f para el filtro Butherword	22
Ecuación 4.1. Cálculo de respiraciones por minuto.....	29

Piedra Avecillas Milton Andrés

Trabajo de graduación

Ing. Bolívar Méndez

Junio 2013

DISEÑO DE UN CAPNÓGRAFO

INTRODUCCIÓN

Actualmente existen muchos aparatos que realizan la medición de CO₂, esta medición la realizan con muestras de sangre en el orden de los microlitros y son bastante confiables. Sin embargo los equipos que se requieren para esta medición son costosos, y no pueden ser empleados para monitorización. La alternativa para este problema es la capnografía que consiste en la medición no invasiva de la concentración de dióxido de carbono durante un ciclo respiratorio de la persona. Es ideal para la monitorización de un paciente ya que el nivel de CO₂ exhalado por los pulmones refleja cambios en el metabolismo y en condiciones de función pulmonar sana, además del estado de los sistemas respiratorio y circulatorio.

Por desventaja, en los hospitales de todo el mundo siguen existiendo accidentes durante cirugías relacionados con anestesia, la mayoría de estos son debido a problemas de oxigenación y de hipoventilación, en estas situaciones se debe detectar cualquier evento adverso lo más rápido posible, por ello la capnografía ha sido utilizada por anestesiólogos desde 1970, y se considera un estándar en cirugías desde 1991, ya que permite proporcionar un aviso oportuno de eventos potencialmente letales, reduciendo así la tasa de accidentes anestésicos.

En los hospitales de nuestro país encontramos todo tipo de equipos médicos muy avanzados como equipos de rayos X, tomografía axial computarizada y resonancia magnética, equipos que son importados y muy costosos debido a su gran complejidad, por lo que en el Ecuador sería imposible producirlos, además se importan desde los equipos más sencillos y a un costo elevado, dejando de lado la producción nacional en esta área. Por ello la importancia de adentrarnos en el diseño y el desarrollo de estos equipos, que no son de gran complejidad y podrían ser

fabricados dentro del país, fomentando la producción nacional y disminuyendo los costos.

La metodología de trabajo es en principio investigativa y bibliográfica para tener claro el funcionamiento de un capnógrafo, después se aplica una metodología analítica para diseñar los circuitos, conexiones y programas para la adquisición y el procesamiento de datos.

CAPITULO 1

CAPNOMETRÍA Y CAPNOGRAFÍA

1.1 Conceptos básicos

Antes de empezar con las etapas de diseño de un capnógrafo es necesario tener claro lo que sucede en el organismo con la respiración, el ciclo de CO₂ en el cuerpo, como se puede cuantificar el CO₂, etc. Estos conceptos se muestran a continuación.

1.1.1 Aire

Del aire se obtiene el oxígeno que necesita el ser humano para mantener vivas las diferentes partes del cuerpo. La composición de los elementos que se encuentran en el aire que es inhalado y exhalado por todos los seres vivos se muestra en la Tabla 1.1.

	Aire Inhalado	Aire Exhalado
Oxígeno (O ₂)	20,96%	aprox. 16%
Nitrógeno (N ₂)	78%	78%
Dióxido de carbono (CO ₂)	0,04%	aprox. 5%
Gases inertes	1%	1%

Tabla 1.1. Composición del aire inhalado y exhalado por el cuerpo humano.

Comparando la composición del aire inhalado y exhalado, se observa que alrededor del 5% del oxígeno inhalado no es exhalado, y que el CO₂ aumenta en la misma cantidad. Por lo tanto, es claro que se ha producido un proceso químico en el cuerpo.

El aire es una mezcla de gases, la presión normal de aire a nivel del mar es de 760 mmHg y la presión total del aire es igual a la suma de las presiones de los diferentes

gases que lo componen como se muestra en la Ecuación 1.1. La presión individual de un gas se conoce como presión parcial.

$$P_{\text{total}} = P_1 + P_2 + P_3 + \dots P_n$$

Ecuación 1.1. Presión total de un gas.

1.1.2 Dióxido de Carbono

*“El dióxido de carbono es un gas incoloro, denso y poco reactivo.”*¹ También es llamado bióxido de carbono, óxido de carbono (IV), gas carbónico o anhídrido carbónico. Las moléculas de este gas están compuestas por dos átomos de oxígeno y uno de carbono. Su fórmula química es CO₂. *“El CO₂ absorbe fuertemente la luz comprendida dentro de una longitud de onda de 4.28 micrómetros.”*²

1.1.3 Respiración

*“La respiración es un proceso vital que realiza el sistema respiratorio y permite la oxigenación del organismo.”*³ La respiración se subdivide en externa e interna. La respiración externa es el proceso por el cual se transporta el oxígeno contenido en el aire inhalado hasta las células, y el dióxido de carbono es eliminado a través del aire exhalado. Mientras que la respiración interna es un proceso químico de combustión que tiene lugar en las células y produce energía.

1.1.4 El intercambio de gases

Los pulmones se componen de bronquios, bronquiolos, alvéolos y vasos sanguíneos. Cada alvéolo está rodeado por una red de vasos sanguíneos extremadamente finos (capilares) que tienen un diámetro de 0,1-0,2 mm durante la exhalación y 0,3-0,5 mm durante la inhalación. Se estima que el número de alvéolos esta en alrededor de 300

¹ CRICYT. Dióxido de Carbono. <<http://www.cricyt.edu.ar/enciclopedia/terminos/DioxiCar.htm>>. [Consulta: 26 de diciembre de 2012].

² Hospital General de Culiacán. Oximetría y Capnografía. <<http://hgculiacan.com/biblioteca%20medica/anestesia/oximetria.htm>>. [Consulta: 26 de diciembre de 2012].

³ ESMAS. La respiración. <<http://www.esmas.com/salud/home/conocetucuerpo/335746.html>>. [Consulta: 29 de enero de 2013].

millones y la superficie total disponible para el intercambio gaseoso es entre 70 y 100 m². Las paredes alveolares son tan delgadas que los gases pueden difundirse a través de ellos, y es aquí que el intercambio de gas tiene lugar.

Aunque los alvéolos tienen paredes elásticas, no tienen músculos y en consecuencia no pueden aspirar y expulsar el aire por sí mismos. Dependen de los movimientos de los músculos respiratorios del tórax y el diafragma. Durante la inhalación, el tórax es levantado por los músculos intercostales en el mismo tiempo que el diafragma es empujado hacia abajo. La presión negativa que esto genera, aumenta el volumen del pulmón, y el aire fluye a través de las vías respiratorias y se difunde en la sangre a través de las paredes alveolares.

En la sangre, el oxígeno se combina químicamente con la hemoglobina y forma oxihemoglobina. Este compuesto sólo se forma cuando la concentración de oxígeno (PaO₂), es lo suficientemente alta. Cuando la oxihemoglobina llega a zonas de bajo contenido de oxígeno, el compuesto se rompe y libera oxígeno a las células, durante la exhalación se relajan los músculos intercostales y el tórax vuelve a su posición original. Esto reduce el volumen de los pulmones y el aire es expulsado de los pulmones. El dióxido de carbono que se produce durante la oxigenación a las células es absorbido en parte por la hemoglobina, pero principalmente por los minerales en la sangre. El dióxido de carbono se difunde a través de las paredes de los alvéolos y se exhala de nuevo en el aire ambiente.

1.1.5 Ventilación del espacio muerto

Se puede considerar que la ventilación tiene dos partes, una parte es el volumen de aire inhalado con el que se ha producido un óptimo intercambio de gases (ventilación alveolar), y la otra parte es el volumen de aire inhalado con el que no se ha producido este intercambio, conocido como el espacio muerto fisiológico. El espacio muerto fisiológico es la suma del espacio muerto anatómico más el espacio muerto alveolar. El espacio muerto anatómico está formado por el volumen corriente de aire que no toma parte en el proceso de intercambio de gas, mientras que el espacio muerto alveolar es el gas que llega a la ventilación sin que se produzca la perfusión en los alveolos.

1.1.6 Difusión y Perfusión

El proceso de intercambio de gases entre los alvéolos y la sangre que circula se conoce como difusión, es decir, “*como atraviesa el gas las paredes alveolares.*”⁴ Mientras que, “*la perfusión consiste en el flujo de sangre venosa a través de la circulación pulmonar hasta los capilares y el retorno de sangre oxigenada al corazón.*”⁵ La perfusión se refiere al paso de la sangre a través de los capilares del pulmón, por el cual se transporta CO_2 a la membrana alveolar. En la Figura 1.1 se muestran los procesos de difusión y perfusión que se producen en el organismo.

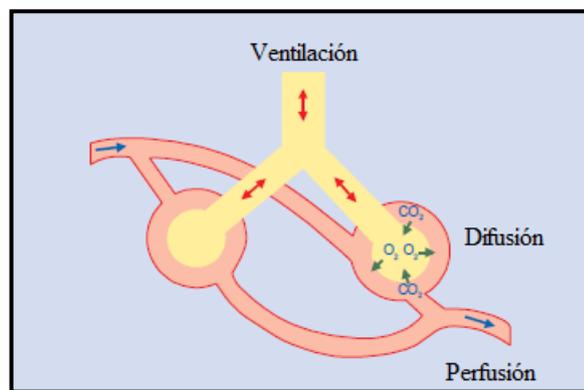


Figura 1.1. Difusión y perfusión.

1.2 Monitoreo de CO_2

1.2.1 El ciclo de CO_2

El aire que inhala el ser humano contiene oxígeno, este fluye a través de las vías respiratorias hasta el pulmón, entra en la sangre por difusión y se transporta a las células mediante perfusión. Las células toman energía del oxígeno y generan dióxido de carbono. El dióxido de carbono es transportado por el sistema cardiovascular y, por difusión en el pulmón, se añade al aire de expiración y se exhala de nuevo. En

⁴⁻⁵ Escuela de Ingeniería de Antioquía. Difusión y Perfusión. <<http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulos/es/flujoentuberias/mecanicarespiratoria/contenido/difusio nyperfusion.html>>. [Consulta: 26 de diciembre de 2012].

este punto, podemos medir la concentración de CO_2 y visualizarlo en un monitor. En la Figura 1.2 se observa el ciclo de CO_2 en el cuerpo humano.

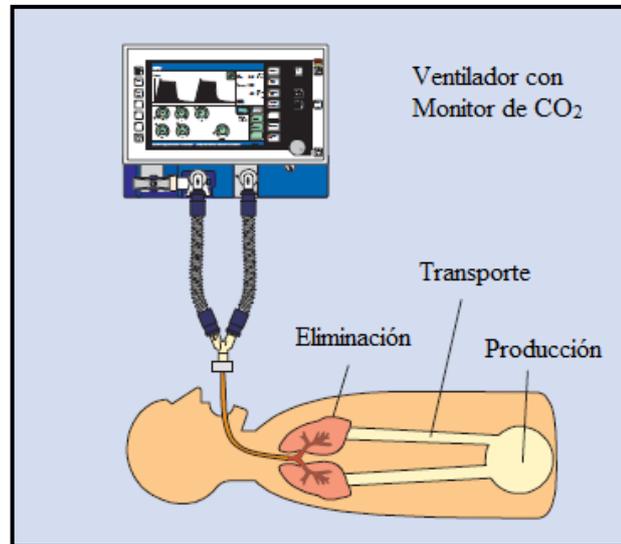


Figura 1.2. Ciclo del CO_2 .

1.2.2 Cuantificación de CO_2 mediante espectroscopía infrarroja

El dióxido de carbono puede ser cuantificado mediante métodos ácido-base en forma indirecta y por métodos instrumentales mediante infrarrojo. La espectroscopía infrarroja consiste en medir la energía absorbida por una estrecha banda de luz infrarroja al hacerla pasar a través de una muestra de gas. La radiación infrarroja sólo puede ser absorbida por moléculas que sean poliatómicas o asimétricas; las asimétricas además deberán presentar niveles vibracionales de energía cuando sus átomos roten o vibren asimétricamente para permitir alterar el momento del dipolo (cambio de distribución de la carga positiva y negativa) dentro de la molécula. Por lo tanto, moléculas no polares como las de helio, argón e hidrógeno, y moléculas simétricas como el nitrógeno y el oxígeno no absorben la radiación infrarroja. En cambio, el CO_2 , el N_2O , el vapor de agua y los anestésicos volátiles si absorben la radiación infrarroja cuando sus átomos rotan o vibran asimétricamente y lo hacen de una manera característica y única.

Cada sustancia absorbe la radiación de una longitud de onda específica, y ya que el número de moléculas en la trayectoria de la luz infrarroja determina el grado de

absorción, este tipo de analizadores infrarrojos pueden medir la presión parcial de un gas. De esta manera, mediante la elección de una longitud de onda, ante la cual la sustancia en cuestión absorbe la luz de forma más notoria, es posible medir la concentración de tal sustancia incluso en una mezcla de gases.

1.3 Capnometría y capnografía

1.3.1 Conceptos

La manometría se refiere a la medición y visualización numérica (por lo general en forma digital) de la presión parcial de dióxido de carbono o la concentración de dióxido de carbono en un gas, como se muestra en la Figura 1.3. Mientras que la capnografía es la medición y la representación gráfica de la presión parcial de dióxido de carbono o la concentración de dióxido de carbono en el tiempo. En la Figura 1.4 se observa un ejemplo de capnografía.

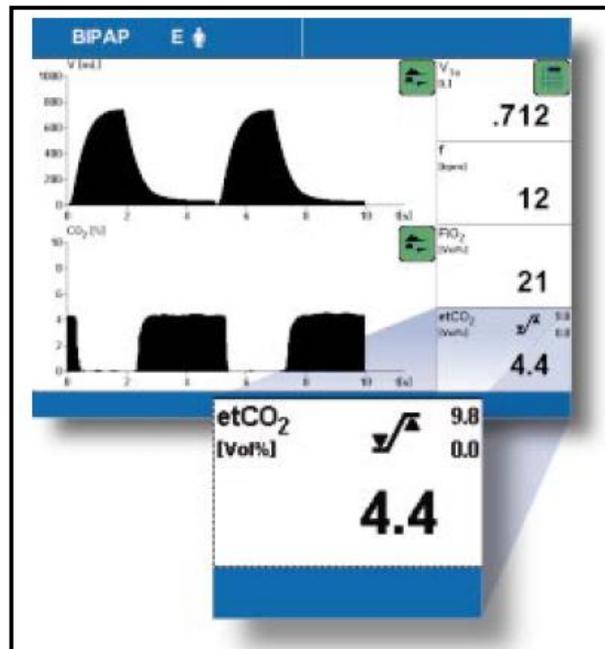


Figura 1.3. Capnometría.

Fuente: VOIGHT, E. PELIKAN, J. CO-Measurement during Ventilation. Pág. 36.

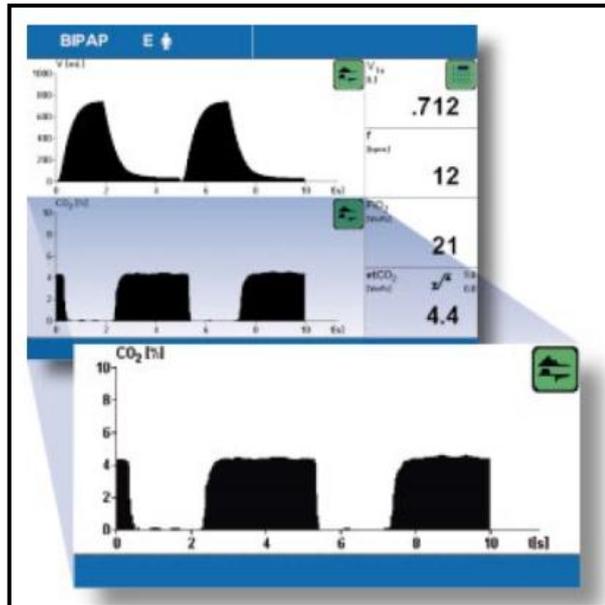


Figura 1.4. Capnografía

Fuente: VOIGHT, E. PELIKAN, J. CO₂-Measurement during Ventilation. Pág. 37.

1.3.2 Procedimientos de medición

Actualmente hay dos métodos de medición de CO₂ utilizados en la práctica clínica: espectroscopía infrarroja y espectroscopía de masa. De estos dos métodos, el de espectroscopía infrarroja es el de mayor importancia. La muestra del gas es enviada a través de un banco de medición óptico y se filtra a diferentes longitudes de onda. A partir de los resultados, los microprocesadores calculan los valores de los diversos componentes de un gas y los muestran. La espectroscopía infrarroja se aplica en dos variantes, sidestream y mainstream.

1.3.3 Medición sidestream (flujo lateral)

En la Figura 1.5 se muestra un esquema de medición de CO₂ sidestream. Se toma continuamente una muestra de CO₂ por una manguera, y esta muestra es transportada al instrumento de monitoreo para su medición. Una ventaja de este sistema es que el proceso de muestreo incluye solamente un pequeño conector que está montado en el sistema de mangueras del paciente. Una desventaja de este método es, que en unidades de cuidados intensivos los valores medidos se muestran retardados por un lapso de tiempo considerable y por lo tanto no son curvas en tiempo real.

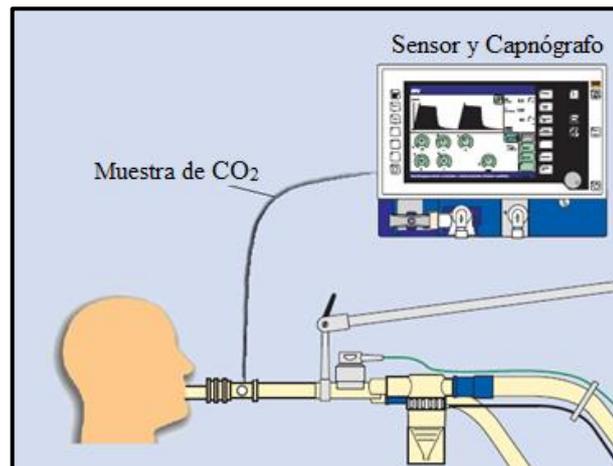


Figura 1.5. Medición Sidestream (flujo lateral).

1.3.4 Medición mainstream (flujo principal)

Se coloca una celda de medición en el sistema de mangueras. La mezcla de gas se evalúa continuamente y se muestra en la pantalla. Una de las desventajas que presentaba este sistema se debía al peso del sensor, sin embargo, hoy en día esto ya no es un problema gracias a la miniaturización. Mientras que la ventaja es permitir una medición en tiempo real, proporcionando no solo una evaluación precisa de la situación actual del paciente, sino que permite también el cálculo de la producción de CO₂ y el espacio muerto. En la Figura 1.6 se observa una gráfica del método mainstream.

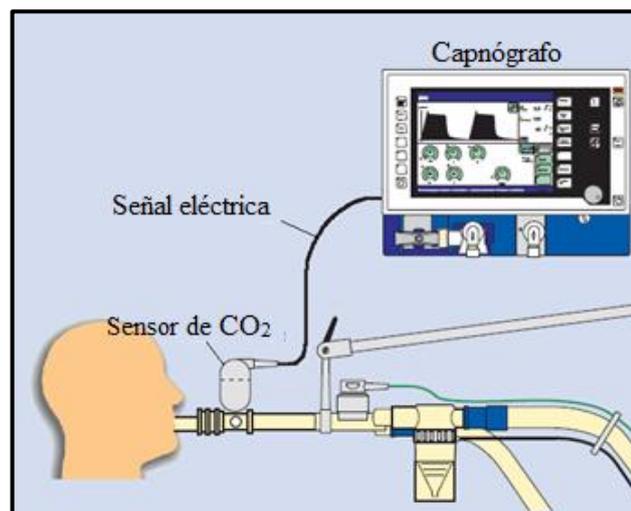


Figura 1.6. Medición Mainstream (flujo principal).

1.3.5 La diferencia entre $PACO_2$, $PaCO_2$ y $etCO_2$

Se conoce como valor de CO_2 al final de la espiración ($etCO_2$), al último punto de medición antes de que comience la siguiente inspiración y la curva de CO_2 descienda a cero. La meseta que se forma a continuación en la curva, corresponderá a la lectura de CO_2 alveolar ($PACO_2$). La $PaCO_2$ (concentración arterial de CO_2) generalmente difiere de la $PACO_2$ (concentración alveolar de CO_2) por 2-3 mmHg debido a una mezcla arteriovenosa. El valor de $PaCO_2$, registrado por medio de un análisis de gases en sangre, es por lo tanto algo mayor que el valor de $PACO_2$ medido en el flujo de gas de durante la espiración. En la Figura 1.7 se observan las diferentes concentraciones de CO_2 en el organismo.

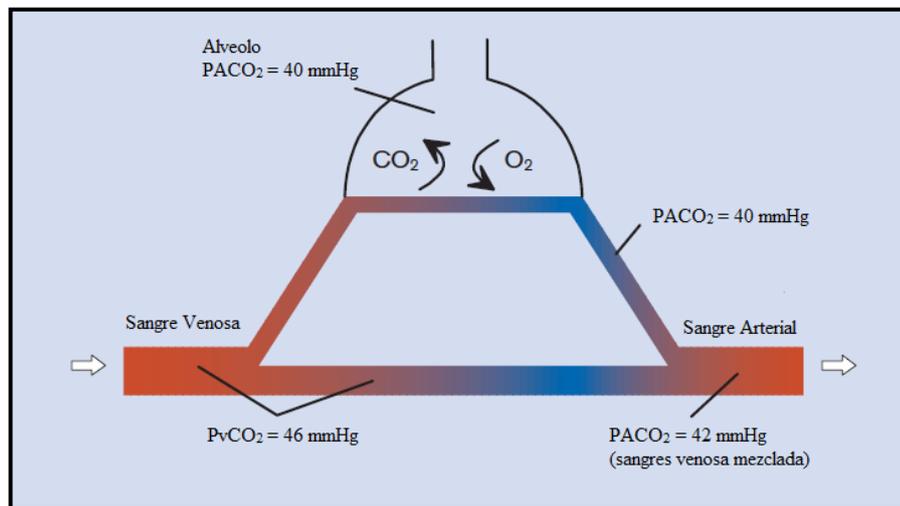


Figura 1.7. La diferencia entre $PACO_2$, $PaCO_2$ y $etCO_2$.

- $PACO_2$: concentración alveolar de CO_2 .
- $PaCO_2$: concentración arterial de CO_2 .
- $PvCO_2$: concentración venosa de CO_2 .

1.3.6 El capnograma fisiológico

En la Figura 1.8 se muestran cada uno de los puntos que describen un capnograma, estos puntos son los siguientes:

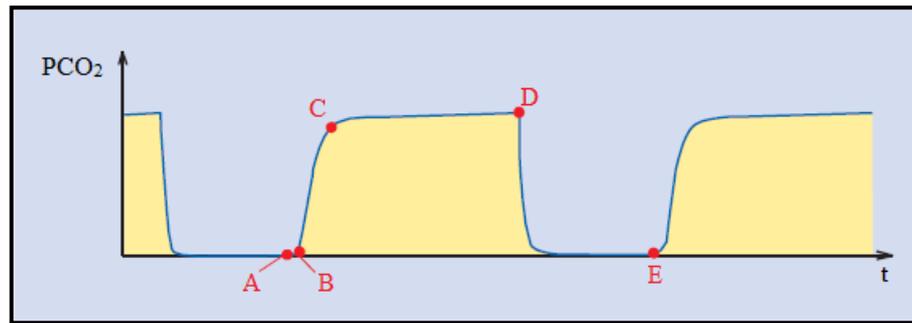


Figura 1.8. Descripción de un capnograma.

A-B: Vaciado del espacio muerto superior de las vías respiratorias. La concentración de CO₂ en la sección de la curva es igual a cero, ya que esta es la primera fase de la espiración durante la cual se analiza el aire de la vía aérea superior que no ha participado en el proceso de intercambio de gases.

B-C: El gas del espacio muerto inferior y los alvéolos. La concentración de CO₂ aumenta continuamente, ya que el aire que se analiza proviene en parte de las vías respiratorias superiores y en parte de los alvéolos que son ricos en CO₂.

C-D: Gas alveolar. Esta fase se describe como la "meseta alveolar". La curva sube muy lentamente. El aire que se analiza proviene principalmente de la zona alveolar.

D: Presión parcial de CO₂ al final de la espiración. Representa la concentración más alta posible de CO₂ exhalado y se alcanza al final de la espiración. Este punto se describe como etCO₂ y representa la porción final del aire que intervino en el intercambio de gases en la zona alveolar. Por consiguiente representa, bajo ciertas condiciones, un índice fiable de la presión parcial de CO₂ en la sangre arterial.

D-E: Inspiración. La concentración de CO₂ cae rápidamente, ya que este no está presente en el gas inspirado.

Tomando en cuenta la descripción anterior el capnograma básicamente se puede dividir en cuatro fases como se observa en la Figura 1.9.

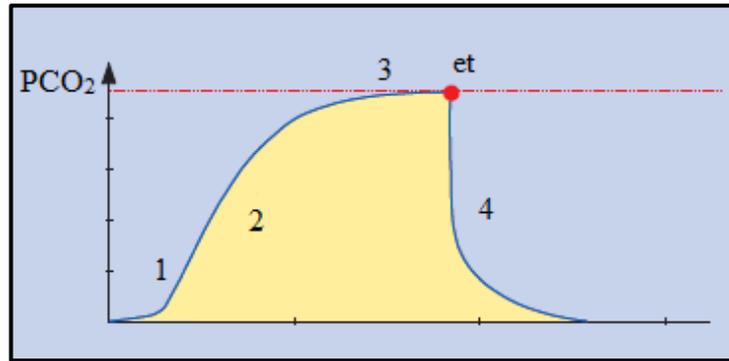


Figura 1.9. Etapas de un capnograma.

1. Al comienzo de la espiración la concentración de CO_2 medida es cero, que corresponde al volumen de gas en las vías respiratorias que no toman parte en el intercambio de gases. Dependiendo de las condiciones de medición también puede haber un espacio muerto atribuible al aparato de medición.
2. Durante esta fase, la concentración de CO_2 medida aumenta como resultado de una mezcla de aire del espacio muerto anatómico con el gas que si participa en el intercambio. Si todos los alvéolos están ventilados y se perfundieron de manera uniforme, esta concentración de CO_2 se corresponderá con el gas alveolar "ideal".
3. Concentración de CO_2 al final de la espiración.
4. Fase inspiratoria.

CAPITULO 2

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

2.1 Sensor de CO₂. COMET II

Para el diseño del capnógrafo se ha tomado como referencia el sensor COMET II, el cual se muestra en la Figura 2.1. Es un sistema de análisis infrarrojo no-dispersivo (NDIR) altamente integrado para monitorear la concentración respiratoria de dióxido de carbono. El sensor COMET incluye una fuente de infrarrojos, detector de infrarrojos, sensor de presión barométrica, sensor de temperatura, y memoria EEPROM para el almacenamiento de coeficientes de calibración. Las salidas analógicas del sensor son digitalizadas y utilizadas en el cálculo de la presión parcial de CO₂. Esta información además puede ser utilizada para calcular la tasa de respiración, CO₂ al final de la espiración, CO₂ inspirado, tiempos de inspiración y espiración, etc.

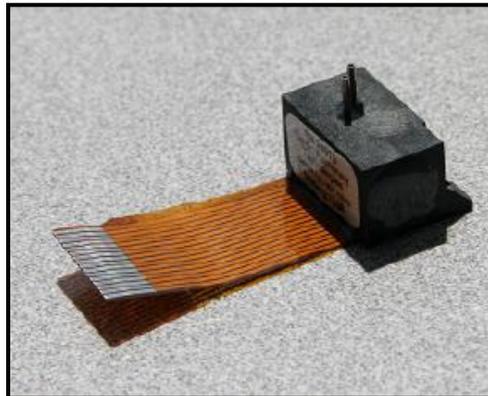


Figura 2.1. Sensor de CO₂ COMET II

Fuente: TREYMED. OEM Capnography Products. <<http://treymed.com/capno/capno.html>>. [Consulta: 5 de enero de 2013].

Hay dos versiones del sensor disponibles: el original COMET y el nuevo COMET II. Tanto el sensor COMET como el COMET II pueden ser utilizados indistintamente en aplicaciones en las que el consumo de corriente sea bajo. El COMET II requiere

40 miliamperios de corriente para la fuente de alimentación VSRC. Todos los rangos de tensión del sensor y la interfaz digital siguen siendo los mismos.

El COMET II ofrece las siguientes mejoras en el rendimiento COMET original:

- Menos ruido pico a pico de la señal analógica.
- Calibración más exacta y la estabilidad en estado estacionario.
- Mucha menor fluctuación debido a efectos de temperatura.
- Menor susceptibilidad a la iluminación ambiental.

La interfaz del sensor de CO₂ COMET II es muy simple. Requiere una alimentación de al menos +5 V y una corriente máxima de 67 mA. El host lee los coeficientes de calibración de la EEPROM a través de líneas de comunicación en serie y utiliza los coeficientes durante el tiempo de ejecución para calcular la presión parcial de CO₂. Para la adquisición de las señales analógicas se recomiendan cuatro canales con convertidores A/D de 12-bits.

2.2 Etapa de Adquisición de Datos

2.2.1 Funciones de la etapa de adquisición de datos

Difícilmente un diseñador conecta un sensor directamente a la parte de procesamiento de un sistema, ya que la señal que envía el transductor por lo general es muy débil o contiene ruido y componentes no deseados, por eso se desarrollan etapas de acondicionamiento de señales. En la Figura 2.2 se encuentra el esquema de la etapa de adquisición de datos a utilizar.

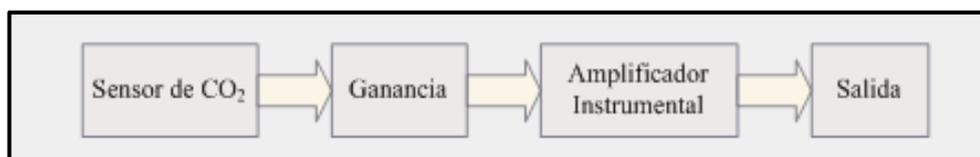


Figura 2.2. Esquema de la etapa de adquisición de datos.

La función de la etapa de adquisición es llevar el voltaje recibido por el sensor de CO₂ a un nivel aceptable, y además proteger la señal de interferencias y de señales de

modo común. La señal recibida por el sensor es enviada a un amplificador de instrumentación.

2.2.2 Amplificador de Instrumentación

Ante las exigencias de medida que imponen los sensores de CO₂, se necesitan amplificadores específicos llamados de instrumentación. Son muy utilizados para amplificar señales débiles, y son creados a partir de amplificadores operacionales como se observa en la Figura 2.3.

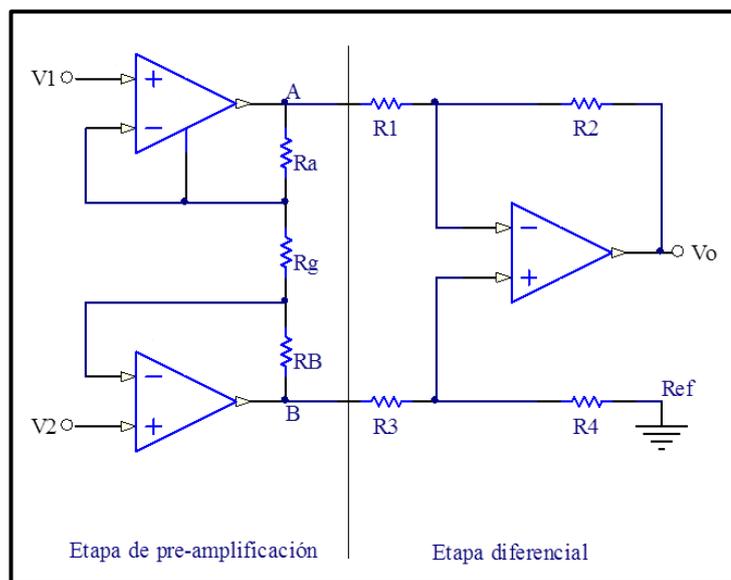


Figura 2.3. Esquema de un amplificador de Instrumentación.

Los amplificadores de instrumentación cumplen con los siguientes requisitos:

- Ganancia: seleccionable, estable, lineal.
- Entrada diferencial: con alto rechazo al modo común (CMRR).
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta.
- Impedancia de salida baja.

En la etapa de pre-amplificación se consigue aumentar la impedancia de entrada del conjunto, y gracias a su configuración no inversora se iguala la impedancia del circuito a la del amplificador operacional. En esta etapa suelen utilizarse

operacionales con entradas basadas en FET para conseguir bajas corrientes de polarización. En circuitos integrados suele encapsularse todos los elementos excepto la resistencia R_g , que permite controlar la ganancia del amplificador que se define mediante la Ecuación 2.1.

$$V_o = (V_2 - V_1) \left(1 + \frac{2R_a}{R_g} \right) \frac{R_2}{R_1}$$

Ecuación 2.1. Ganancia de un amplificador de instrumentación.

2.2.3 Criterios de diseño

Según los datos del fabricante el receptor del sensor COMET II de CO_2 emite de 0V a 0,65V. El comportamiento del sensor en condiciones normales es el que se muestra en la Figura 2.4.

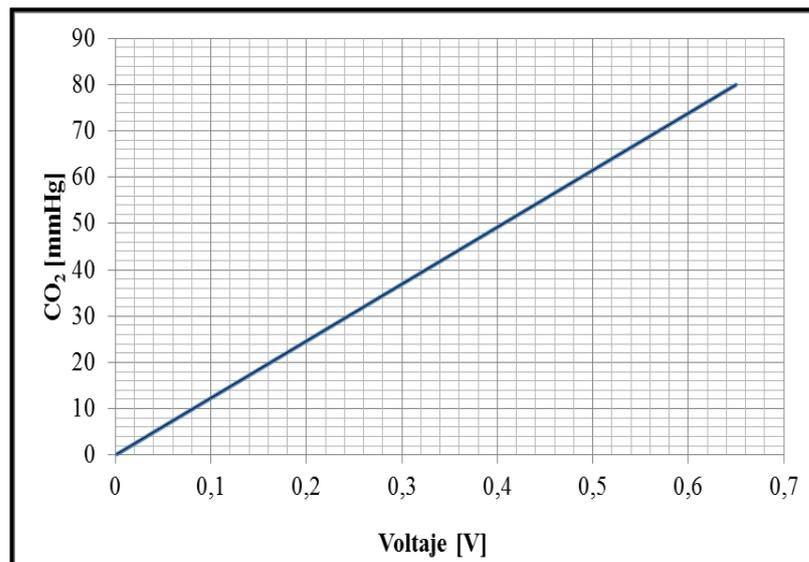


Figura 2.4. Gráfica Voltaje vs. CO_2 del sensor COMET en condiciones normales.

Se utilizan buffers, el buffer es un amplificador operacional que funciona como seguidor y que permite compensar las pérdidas de corriente a través del voltaje de su fuente de alimentación. Para la adquisición de datos del sensor se utiliza un amplificador de instrumentación AD620. En este encapsulado las resistencias de ganancia interna, R_1 y R_2 , se tienen un valor fijo de 24,7 k Ω , por lo que la ganancia

deseada depende de una sola resistencia externa R_G . La ganancia se define mediante la Ecuación 2.2.

$$G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1$$

Ecuación 2.2. Ganancia del amplificador de instrumentación AD620.

Por lo tanto despejando R_G obtenemos la Ecuación 2.3.

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{G - 1}$$

Ecuación 2.3. Obtención de R_G para un amplificador de instrumentación AD620.

Ya que deseamos amplificar la señal a un valor máximo de 5V. La ganancia que aplicaremos será de 5, entonces calculamos R_G mediante la Ecuación 2.4 que se muestra a continuación:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{5 - 1} = 12,35 \text{ k}\Omega$$

Ecuación 2.4. Cálculo de R_G para el circuito de adquisición de datos.

Por lo tanto, R_G será 12 K Ω , que es la resistencia comercial más cercana. Así, el diseño del circuito de adquisición de datos a utilizar se muestra en la Figura 2.5.

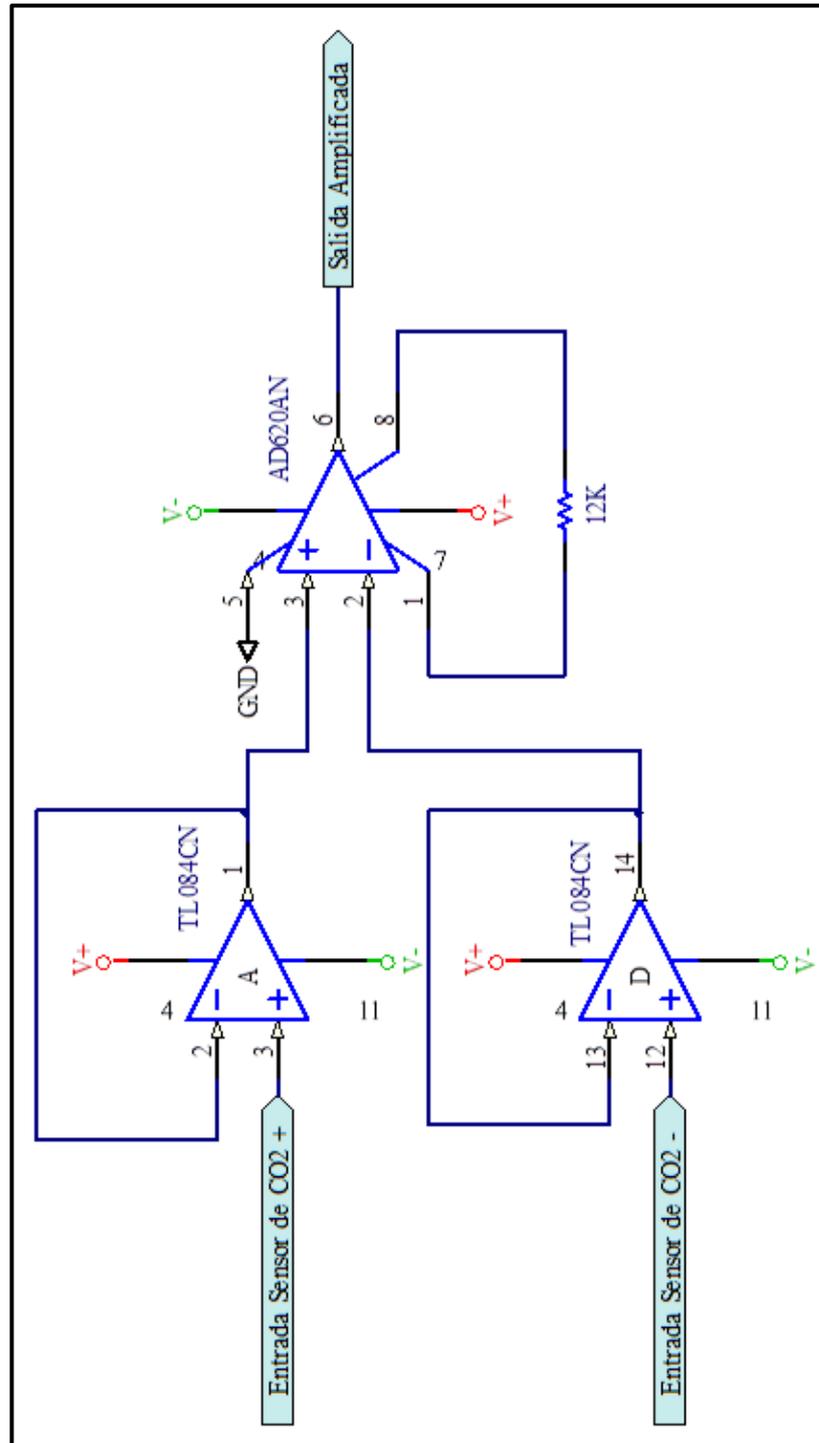


Figura 2.5. Esquema del circuito de adquisición de datos.

CAPITULO 3

DISEÑO DEL CIRCUITO DE FILTRADO, ACONDICIONAMIENTO Y DIGITALIZACIÓN DE LA SEÑAL

3.1 Etapa de filtrado de la señal

3.1.1 Descripción del filtro

Luego de recibir la señal en la etapa de adquisición, es necesario liberarla de ruido e interferencias. La palabra filtrado se refiere a la eliminación de cierta banda de frecuencias de una señal y permitir que otras se transmitan. El rango de frecuencias que pasa un filtro se conoce como banda de paso, mientras que las frecuencias que no pasan se conoce como banda de supresión. El límite entre lo que pasa y lo que se suprime se conoce como frecuencia de corte.

La señal del sensor trabaja a una frecuencia baja, para ello se implementara un filtro Butterworth pasa bajo. El filtro Butterworth es uno de los filtros electrónicos más básicos, diseñado para producir la respuesta más plana que sea posible hasta la frecuencia de corte. La respuesta en frecuencia de un filtro Butterworth es muy plana en la banda pasante, y se aproxima a cero en la banda rechazada. El diseño es independiente de la implementación, que puede ser por ejemplo mediante células Sallen Key. Un filtro Sallen Key es un tipo de filtro electrónico activo muy simple. El circuito produce un filtro pasa bajo o pasa alto de dos polos usando dos resistencias, dos condensadores y un amplificador. Para obtener un filtro de orden mayor se pueden poner en cascada varias etapas.

3.1.2 Diseño del filtro

Las señales útiles para el capnógrafo se encuentran en la banda de 0 a 10 Hz, mientras que se desea atenuar el ruido de 60Hz presente en los equipos electrónicos. Según estos criterios la frecuencia de corte para el diseño del filtro se fija en 52 Hz.

Teniendo esto en cuenta, se diseña un filtro Butherworth de 1 etapa que utiliza la configuración Sallen Key que se observa en la Figura 3.1. Para obtener los valores de los componentes del filtro se emplea los valores de la Tabla 3.1.

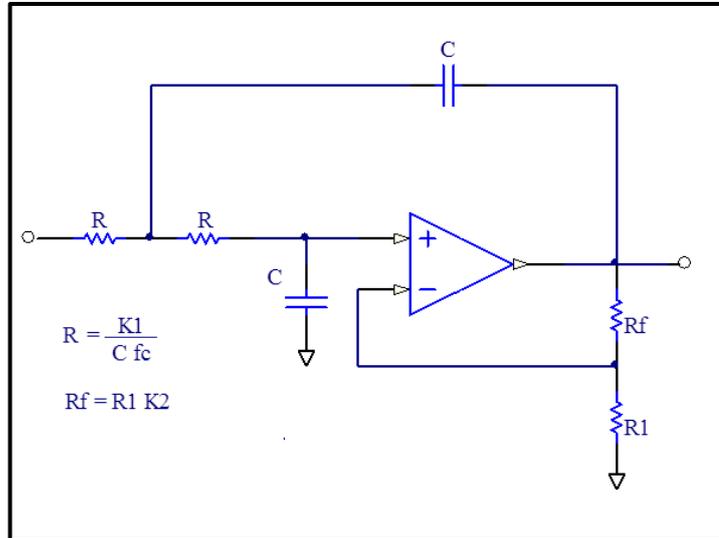


Figura 3.1: Topología Sallen Key

		Bessel		Butterworth		Chebyshev	
# polos		k ₁	k ₂	k ₁	k ₂	k ₁	k ₂
2	Etapa 1	0,1251	0,268	0,1592	0,586	0,1293	0,842
4	Etapa 1	0,1111	0,084	0,1592	0,152	0,2666	0,582
	Etapa 2	0,0991	0,759	0,1592	1,235	0,1544	1,660
6	Etapa 1	0,0990	0,040	0,1592	0,068	0,4019	0,537
	Etapa 2	0,0941	0,364	0,1592	0,586	0,2072	1,448
	Etapa 3	0,0834	1,023	0,1592	1,483	0,1574	1,846
8	Etapa 1	0,0894	0,024	0,1592	0,038	0,5359	0,522
	Etapa 2	0,0867	0,213	0,1592	0,337	0,2657	1,379
	Etapa 3	0,0814	0,593	0,1592	0,889	0,1848	1,711
	Etapa 4	0,0726	1,184	0,1592	1,610	0,1582	1,913

Tabla 3.1. Valores de coeficientes para diferentes tipos de filtro.

A continuación se realiza el cálculo de los componentes, los coeficientes correspondientes al filtro Butherworth de una sola etapa son K₁=0,1592 y K₂=0,586.

La frecuencia de corte se fija en 52 kHz, R_1 en 10 k Ω y C en 0,1 μ F. Con estos valores se calcula R como se muestra en la Ecuación 3.1 y R_f en la Ecuación 3.2.

$$R = \frac{K_1}{Cf_c} = \frac{0,1592}{0,1E-6 \times 52} = 30,6 \text{ k}\Omega \approx 33\text{k}\Omega$$

Ecuación 3.1. Cálculo de R para el filtro Butherworth.

$$R_f = R_1 K_2 = 10E3 \times 0,586 = 5,86 \text{ k}\Omega \approx 5,6 \text{ k}\Omega$$

Ecuación 3.2. Cálculo de R_f para el filtro Butherworth.

Con los valores obtenidos en las Ecuaciones 3.1 y 3.2, el filtro Butherworth queda tal como se indica en la Figura 3.2.

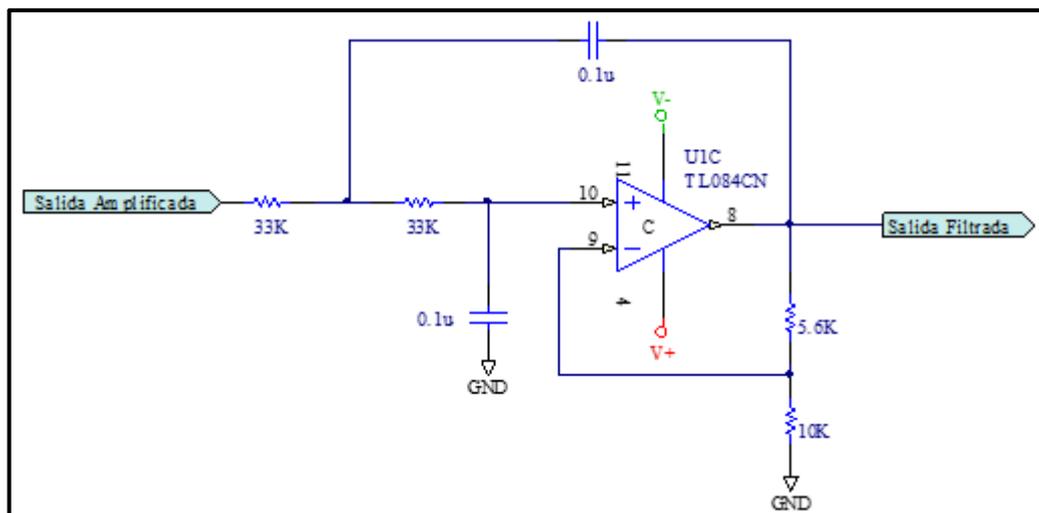


Figura 3.2. Esquema del filtro Butherworth.

3.2 Etapa de Acondicionamiento de la señal

3.2.1 Descripción de la etapa de acondicionamiento de la señal

La señal del sensor de CO₂ debe adecuarse para garantizar que se encuentre en el rango de 0 a 5V, ya que este es el rango óptimo para la digitalización de la señal. Para esto se necesita aplicar un offset a la señal, es decir, desplazarla. Para ello se arma un circuito simple utilizando un amplificador operacional, el cual trabajara

como sumador como se muestra en la Figura 3.3. Funciona aplicando un voltaje de referencia que desplaza la señal captada por el sensor a un nivel mayor de voltaje sin afectarla en frecuencia o amplitud.

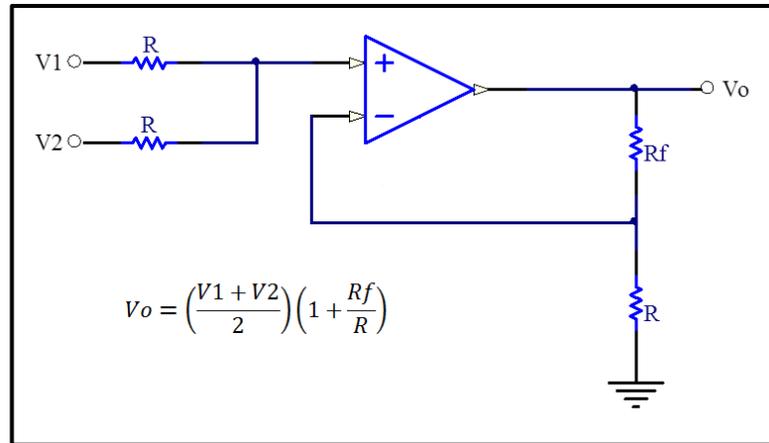


Figura 3.3. Circuito de desplazamiento de la señal.

3.2.2 Diseño del circuito de acondicionamiento de la señal

Se diseña el circuito sumador no inversor, en esta etapa no se desea amplificar la señal, solamente desplazarla sumando un voltaje de offset de 1V. Para que la ganancia del circuito sea 1, R_f y R , deben ser iguales. Por lo tanto se fijan los valores de resistencia de R_f y R en 10 k Ω . Así, el circuito de acoplamiento de la señal queda como se observa en la Figura 3.4.

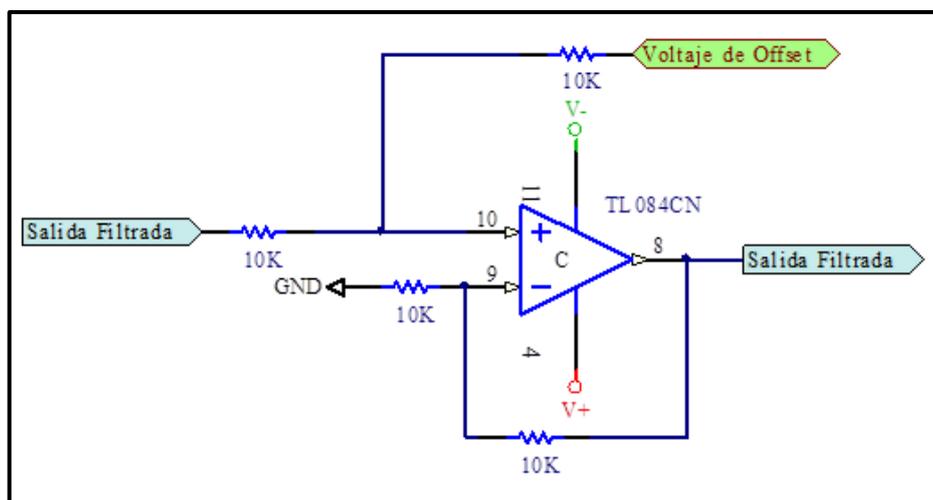


Figura 3.4. Circuito de acondicionamiento de la señal.

3.3 Etapa de digitalización de la señal

3.3.1 Descripción de la etapa de digitalización

“Digitalizar es convertir cualquier señal de entrada continua (analógica), como una imagen o una señal de sonido, en una serie de valores numéricos.”⁶ La etapa de conversión analógica – digital es de gran importancia para el sistema, ya que esta determina la precisión del mismo. Una señal digital tiene valores discretos, es decir, solamente puede adquirir valores predeterminados, a diferencia de las señales analógicas las cuales pueden tomar cualquier valor. Actualmente la digitalización es indispensable en un sistema de adquisición de datos, ya que presenta muchas ventajas. Por ejemplo, se puede reconstruir una señal digital cuando esta ha sido atenuada o presenta perturbaciones debido al ruido. Se han desarrollado diferentes métodos de detección y corrección de errores, y es más fácil el procesamiento de señales digitales.

Al mismo tiempo se debe tener en cuenta los problemas que se pueden presentar en esta etapa si se realiza un mal diseño. Si no se utilizan suficientes niveles de cuantificación introducirá lo que se conoce como error de cuantificación presentando distorsión en la señal. Antes de digitalizar también es necesario usar un filtro activo analógico para evitar el aliasing.

Un convertidor analógico – digital se encarga de los procesos de muestreo y cuantificación. El proceso de muestreo mantiene el valor instantáneo de la amplitud de la señal durante todo el periodo de muestreo, este valor es almacenado en un capacitor. Durante el intervalo de muestreo se ignoran los cambios de la señal analógica y el valor de la salida corresponde al primer valor instantáneo de la señal analógica tomado al iniciar el periodo de muestreo. Mientras q el proceso de cuantificación convierte los valores obtenidos en la zona de muestreo en valores enteros representados en binario. Cada muestra es convertida al entero más próximo, en este proceso se pueden introducir errores de cuantificación.

⁶ Fotonosttra. Digitalizar. < <http://www.fotonosttra.com/glosario/digitalizar.htm> > [Consulta: 21 de enero de 2013].

3.3.2 Diseño de la etapa de digitalización de la señal

La digitalización de la señal se la realiza utilizando un microcontrolador Microchip PIC18F4550. Se toman muy en cuenta todos los tiempos implicados en el proceso de digitalización para obtener una buena calidad de muestreo. Entre ellos está el tiempo de adquisición que es el tiempo mínimo que se debe esperar hasta que se cargue completamente el capacitor del circuito. El tiempo de cuantificación que es el tiempo que se tarda en construir el código binario de la muestra y el tiempo de muestreo que es el tiempo que transcurre entre la toma de muestras sucesivas de una señal, este tiempo puede ser constante o no.

El microcontrolador PIC18F4550 cuenta con un solo convertidor y 13 canales analógicos, por lo que dichos canales pueden ser multiplexados. El convertidor necesita un voltaje e referencia, superior e inferior, los cuales definen el rango de conversión que se puede seleccionar con cuatro combinaciones posibles utilizando los pines Vdd, Vss, y voltajes conectados a los pines RA2 y RA3.

Para controlar el convertido se utilizan tres registros del microcontrolador: ADCON0, ADCON1 y ADCON2. ADCON0 permite encender o apagar el convertidor con el bit 0, iniciar la conversión y chequear el fin de la conversión con el bit 1, y seleccionar cualquiera de los 13 canales con los bits del 2 al 5. Con el registro ADCON1 se define el rango de conversión utilizando los bits VCFG0 y VCFG1. Y con el registro ADCON2 se configura el formato del resultado de la cuantificación, se define un múltiplo de tiempo de adquisición y además el periodo del reloj de conversión. El resultado de la conversión se almacena en dos registros: A/D Result High Register (ADRESH) y A/D Result Low Register (ADRESL).

Tomando en cuenta los criterios anteriores se realiza el programa en el microcontrolador, primero se configuran los siguientes parámetros:

- Se configuran como canales A/D las líneas que vayan a ser utilizadas, para ello se usan los bits PCFG del registro ADCON1.
- Se configuran las tensiones de referencia con los bits VCFG0 y VCFG1 del registro ADCON1.
- Se configura el reloj de conversión TAD con los bits ADCS del registro ADCON2.

- Se configura el tiempo de adquisición con los bits ACQT del registro ADCON2.
- Se configura el modo de almacenamiento de la conversión con el bit ADFM del registro ADCON2.
- Se enciende el conversor analógico – digital con el bit ADON del registro ADCON0.

Una vez configurado el conversor se realizan los siguientes procesos:

- Se selecciona el canal con los bits CHS del registro ADCON2.
- Se programa una demora para el tiempo de adquisición.
- Se inicia la conversión poniendo el bit GO/DONE del registro ADCON0 en 1.
- Se comprueba que el bit GO/DONE se ponga en 0, indicando el final de la conversión.
- Se lee el resultado de la conversión en los registros ADRESH y ADRESL.
- Se procesan los valores obtenidos.

Conocidas las características del PIC18F4550 se realiza el convertidor analógico digital, el programa se adjunta en los Anexos.

CAPÍTULO 4

CAPNÓGRAFO VIRTUAL EN LABVIEW

4.1 Software de diseño LabVIEW

“LabVIEW es un potente software de diseño de sistemas construido específicamente para tareas realizadas por ingenieros y científicos.”⁷ Es un sistema de programación gráfica ideal para aplicaciones que incluyan adquisición, control, análisis y presentación de datos. LabVIEW es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, reduce el tiempo de desarrollo al menos de 4 a 10 veces, ya que es muy intuitivo y fácil de aprender. “Los programas de LabVIEW son llamados instrumentos virtuales o VIs ya que su apariencia y operación generalmente imitan a los instrumentos físicos, como osciloscopios y multímetros. LabVIEW contiene una extensa variedad de herramientas para adquirir, analizar, visualizar y almacenar datos, así como herramientas para ayudarle a solucionar problemas en el código que escriba.”⁸

4.2 Capnógrafo Virtual

4.2.1 Simulación de las señales

LabVIEW cuenta con las herramientas necesarias para generar todo tipo de señales, en este caso las señales se crearon utilizando la herramienta Simulate Arbitrary Signal Express VI que permite definir valores punto a punto como se muestra en la Figura 4.1. Se crearon múltiples señales que simulen todo tipo de capnogramas, es decir, se crearon capnogramas normales, así como capnogramas que representan

⁷ National Instruments. Software LabVIEW para Diseño de Sistemas. <<http://www.ni.com/labview/esa/>>. [Consulta: 5 de febrero 2013].

⁸ National Instruments. Fundamentos del Entorno de NI LabVIEW. <<http://www.ni.com/gettingstarted/labviewbasics/esa/environment.htm>>. [Consulta: 5 de febrero 2013].

algún problema en el paciente, para que el capnógrafo virtual sea capaz de determinar y activar las alarmas ante algún evento adverso que se presente.

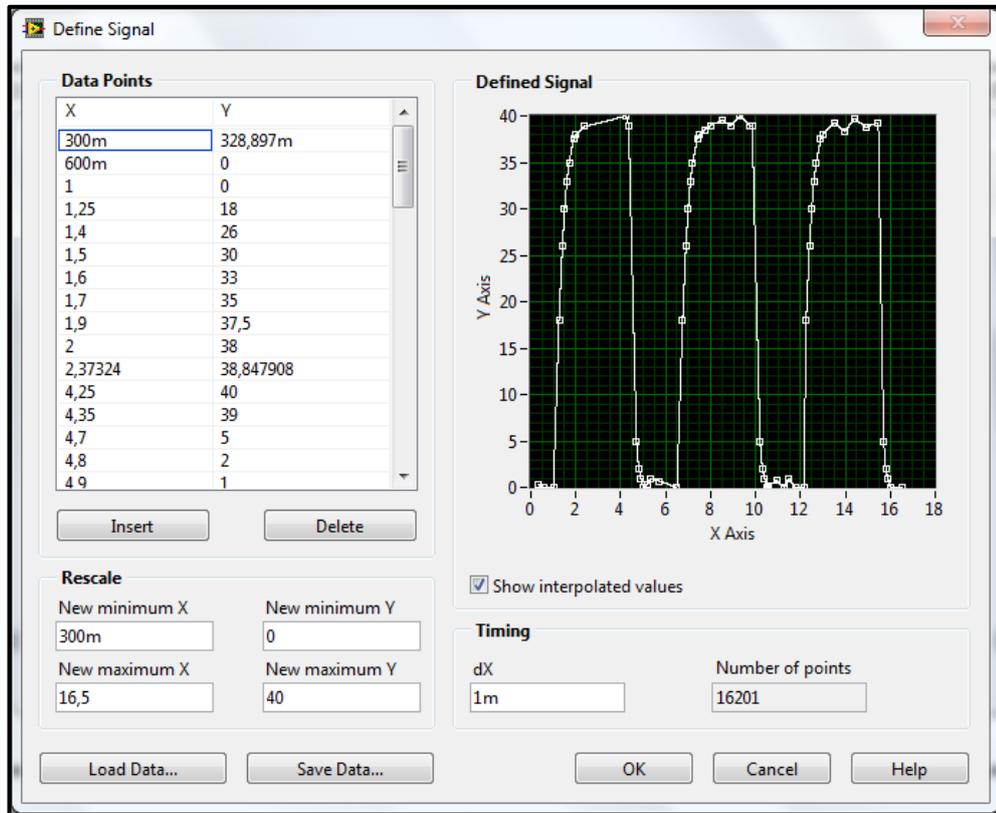


Figura 4.1. Herramienta Simulate Arbitrary Signal Express VI

Una vez simulada la señal acondicionada proveniente de un sensor de CO₂ mediante infrarrojos se procede a presentarla en un indicador gráfico de tipo Chart como se indica en la Figura 4.2. Mientras que en la Figura 4.2 se muestran dos ejemplos de capnogramas simulados en LabVIEW.

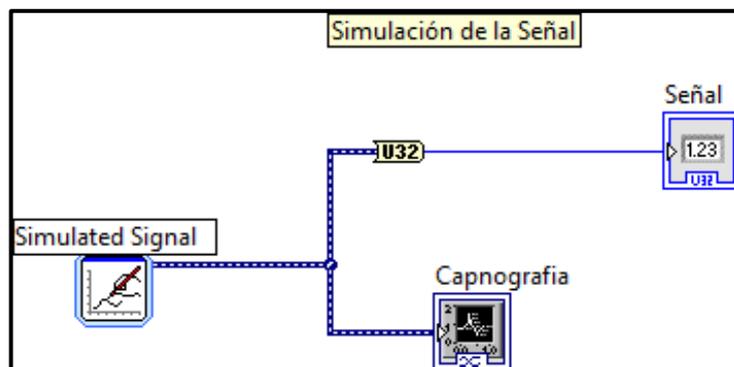


Figura 4.2. Segmento del programa para simular y visualizar la señal.

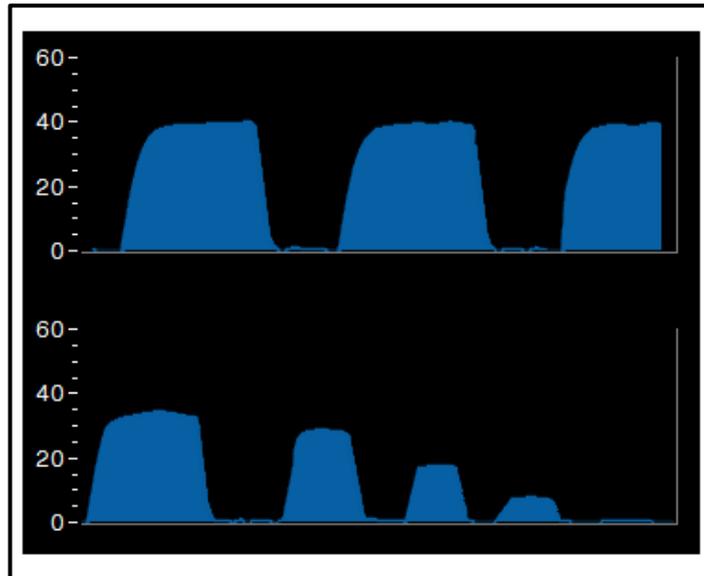


Figura 4.3. Ejemplos de capnogramas simulados en LabVIEW.

4.2.2 Respiraciones por minuto

Para la obtención de las respiraciones por minuto se utilizan la función Shift Register de LabVIEW la cual nos permite comparar el valor anterior de la señal con el valor actual, por lo tanto, si el valor actual es mayor que el valor anterior de la señal quiere decir que hay un flanco de subida, se almacena el valor del instante de tiempo en que se produce el flanco y, el tiempo entre dos flancos subida consecutivos, indica el tiempo que le toma al paciente completar una respiración.

Sabiendo el tiempo que se tarda en completar una respiración se pueden calcular las respiraciones por minuto, por lo tanto el valor que se muestra en el monitor se calcula mediante la Ecuación 4.1 que se muestra a continuación.

$$\text{Resp. por min} = \frac{60 \text{ segundos}}{\text{numero de segundos para completar 1 respiración}}$$

Ecuación 4.1. Cálculo de respiraciones por minuto.

El segmento del programa que realiza el cálculo de las respiraciones por minuto se muestra en la Figura 4.4 y el resultado es presentado en el panel frontal utilizando un indicador numérico como se presenta en la Figura 4.5.

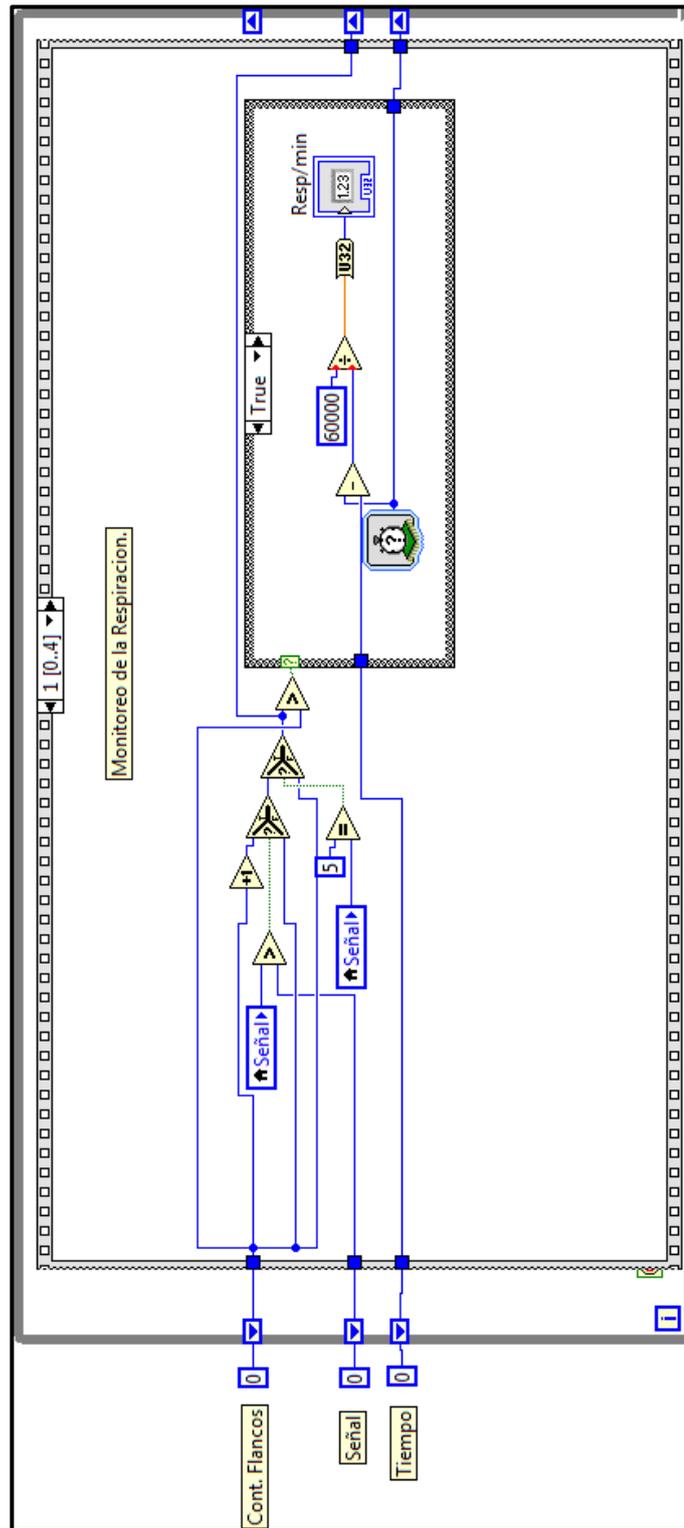


Figura 4.4. Segmento del programa para el monitoreo de la respiración.



Figura 4.5. Indicador de respiraciones por minuto del capnógrafo virtual.

4.2.3 Concentración final de CO₂

Para la obtención de la concentración final de CO₂ también se programó utilizando Shift Registers, con esto se va censando el valor actual de la señal y comparándola con su valor anterior, cuando se detecta el flanco de bajada guardamos el valor anterior de la señal, es decir, el programa es capaz de detectar el flanco de bajada brusco que presenta la señal y muestra el valor final en el que se encontraba antes de que esto ocurra. El valor obtenido se muestra en el monitor utilizando un indicador numérico como se muestra en la Figura 4.6. El segmento del programa que realiza esta operación se muestra en la Figura 4.7.

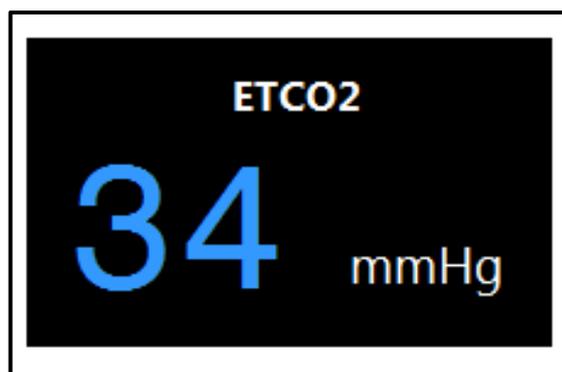


Figura 4.6. Indicador de EtCO₂ del capnógrafo virtual.

4.2.4 Alarmas

Los capnógrafos cuentan con alarmas tanto visuales con auditivas, estas se activan en tres casos:

- Cuando las respiraciones del paciente están fuera de los límites establecidos por el usuario, se crean dos controles uno como límite inferior y otro como límite superior, cuando el valor de las respiraciones por minuto se encuentren fuera de este rango la alarma se activa. Los valores por defecto son de 5 a 20 respiraciones por minuto.
- Cuando la concentración final de CO₂ este fuera de los límites establecidos por el usuario, igual que el caso anterior la etCO₂ cuenta con un límite máximo y mínimo, el cual establece un rango en el cual se debe mantener y también depende del tipo de paciente. Los valores por defecto para un adulto son de 15 a 45 mmHg.
- Cuando se detecta una apnea (ausencia de respiración), el programa es capaz de detectar cuando la señal ya no presenta flancos de subida o de bajada, lo que significa que no hay respiración, si después de transcurrido un cierto tiempo no se ha detectado la respiración del paciente, el programa activa la alarma respectiva.

En la Tabla 4.1 se muestran algunos valores para los límites de respiraciones por minuto y concentración final de CO₂ dependiendo del entorno en el que se encuentre el paciente. Estos valores han sido recomendados por la marca de capnógrafos Oridion.

Entorno	etCO ₂ Alto	etCO ₂ Bajo	Resp/min Alto	Resp /min Bajo	Demora sin respiración
Anestesiología	52,5	23	24	6,6	17,1
Emergencias	50,8	24,5	28,3	8,3	13,2
Planta General	60	8,5	45	4,5	27,5
Cuidados Post- Anestesia	56,7	19,3	24	8	19,3
Unidad de Cuidados Intensivos	50	25	32	9	15

Tabla 4.1. Límites recomendados para activación de alarmas.

El segmento de programa para la activación de alarmas se presenta en la Figura 4.8, aquí simplemente se realizan comparaciones para asegurar que la señal se encuentra dentro de los rangos establecidos, de no ser así activa la alarma en un indicador LED.

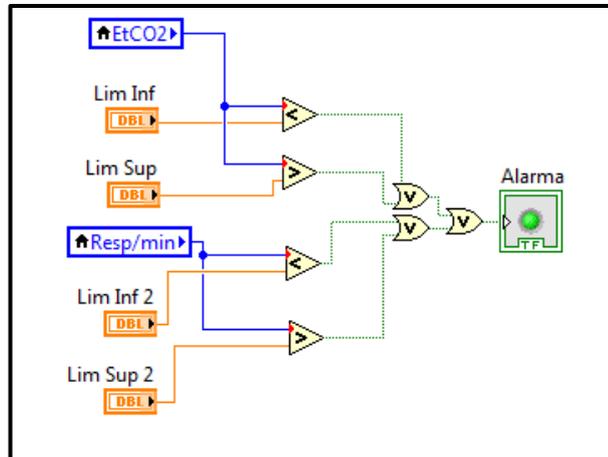


Figura 4.8. Segmento del programa para la activación de alarmas.

4.2.5 Registro

El capnógrafo registra los valores y la tendencia de la concentración final de dióxido de carbono a lo largo del tiempo. El usuario del capnógrafo virtual deberá ingresar el nombre que desee para generar un archivo en Excel en donde se irán guardando los datos generados por el paciente. Para esto LabVIEW cuenta con la función Write To Spreadsheet File VI la cual permite ir agregando los datos deseados a una hoja de cálculo que se encuentre en la ruta que se elige inicialmente. En la Figura 4.9 se observa el segmento del programa que almacena los valores de etCO₂ en el tiempo.

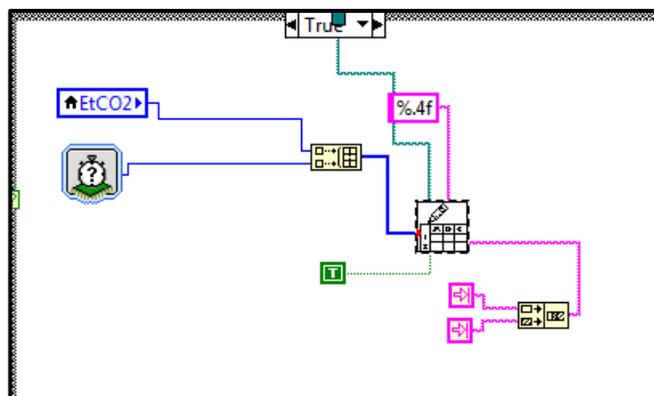


Figura 4.9. Segmento del programa para el registro de etCO₂.

4.3 Comparación de un capnógrafo real con el capnógrafo virtual

Para esto se ha tomado como referencia el capnógrafo CAP10 de fabricación alemana de marca Sibel. El CAP10 utiliza la tecnología sidestream y cumple con los requisitos exigidos buscados en un capnógrafo moderno. Está diseñado para cubrir las más exigentes aplicaciones dentro del ámbito clínico-hospitalario para garantizar un correcto seguimiento del paciente y controlar su nivel de CO₂. Es un equipo perfectamente aplicable en seguimiento de anestesia, diagnóstico funcional, verificación de la intubación, etc. Sus principales características son las siguientes:

- Equipo compacto, portátil de diseño moderno y atractivo.
- Pantalla TFT a color retro iluminada y en alta resolución.
- Valores exactos y fiables del etCO₂, inCO₂, la tasa de respiración y el capnograma.
- Memoria integrada para almacenamiento de hasta 100h de tendencias.
- Batería interna recargable.
- Sistema de alarmas acústicas y visuales totalmente ajustables.
- NDIR (Absorción Infrarroja No Invasiva) tecnología de flujo lateral.

Comparando las características de software del CAP10 con las del capnógrafo virtual se puede notar que son bastante similares, ya que el capnógrafo realizado en LabVIEW muestra los valores exactos de etCO₂, la tasa de respiración y el capnograma, y además cuenta con el sistema de alarmas ajustables y el almacenamiento de tendencias. En la Figura 4.9 se observa el capnógrafo CAP10 de Sibel y el capnógrafo virtual creado en LabVIEW, los dos son muy similares, una diferencia notable es que el capnógrafo virtual muestra la gráfica del capnograma y la gráfica de tendencia en la misma pantalla, mientras que en el capnógrafo Sibel solo se puede ver una gráfica a la vez.

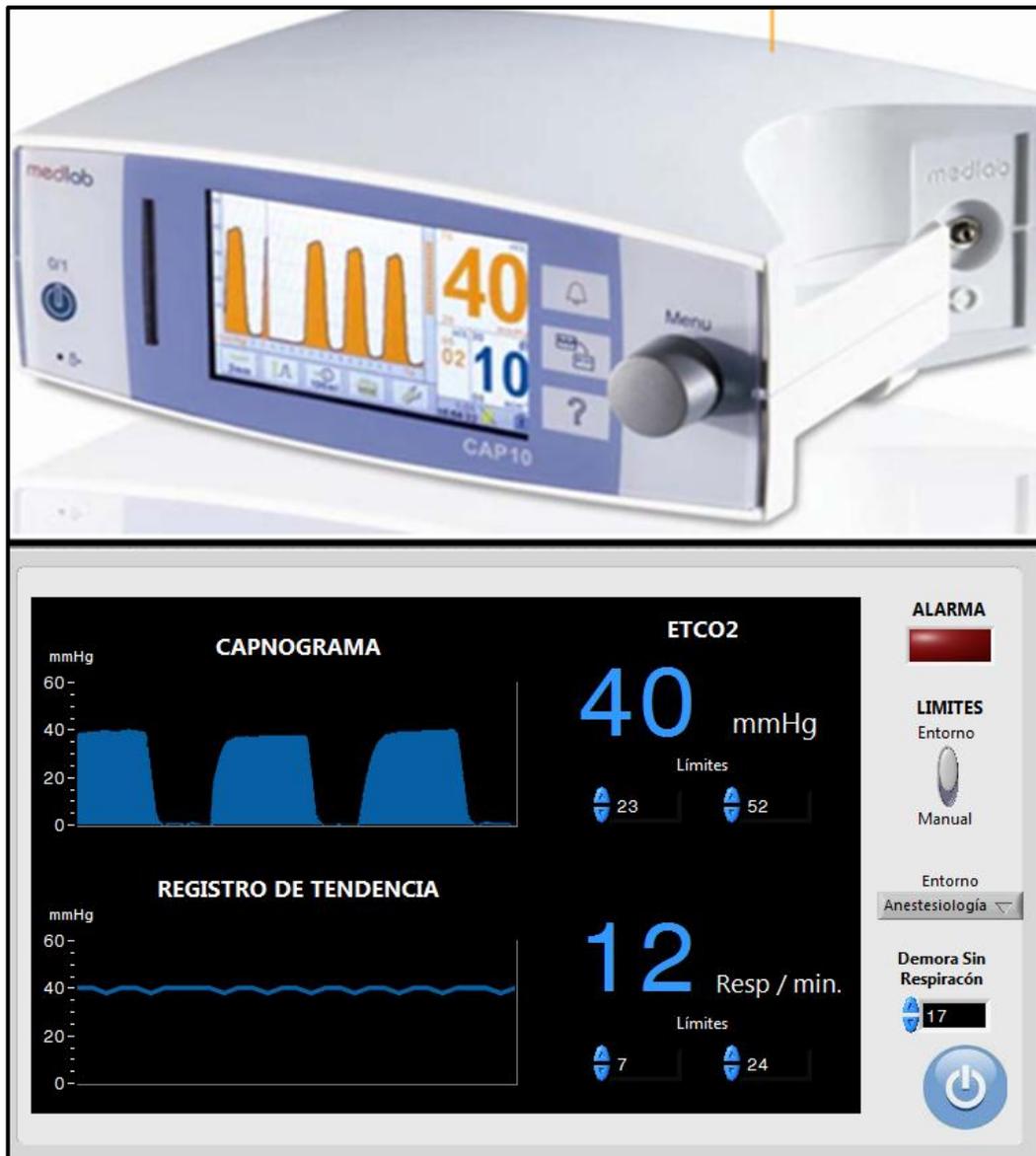


Figura 4.10. Comparación del capnógrafo virtual con un capnógrafo real.

CAPITULO 5

INTERPRETACIÓN DE UN CAPNOGRAMA

5.1 Interpretación práctica

El capnograma muestra cada respiración elevándose de forma monótona hasta la concentración final de CO_2 y luego cayendo al cero de la línea de base. Se pueden apreciar fácilmente los cambios bruscos que se producen en respiraciones consecutivas a partir de la curva de CO_2 , y la representación visual entera brinda más información de los cambios graduales. Solo existe un capnograma normal y todas variaciones deben ser reconocidas y corregidas como corresponda.

Las anomalías se deben encontrar al analizar las diferentes fases del capnograma para respiraciones por separado, así como observando las tendencias durante un cierto periodo de tiempo.

Las alteraciones del capnograma pueden ser de tres tipos:

- Modificaciones del ritmo.
- Modificaciones cualitativas (forma del capnograma).
- Modificaciones cuantitativas (altura del capnograma).

En la siguiente sección se presenta una variedad de capnogramas anormales y sus posibles causas.

5.2 Capnogramas anormales

5.2.1 Disminución exponencial de la PCO_2

En la curva de tendencia de la concentración de CO_2 de la Figura 5.1 se observa que la concentración de CO_2 se comporta normalmente hasta cierto punto, luego decrece

exponencialmente a lo largo del tiempo, esto se debe a una disminución en el transporte del dióxido de carbono o por un bajo gasto cardiaco.

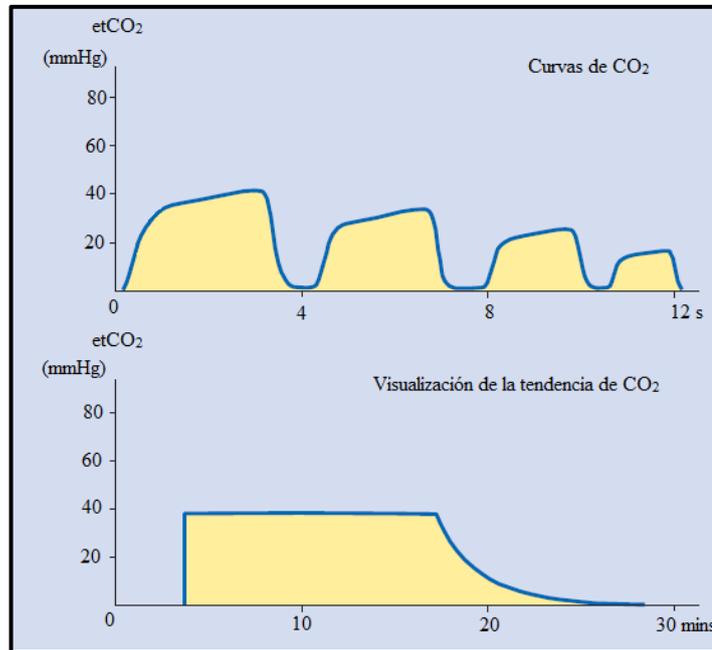


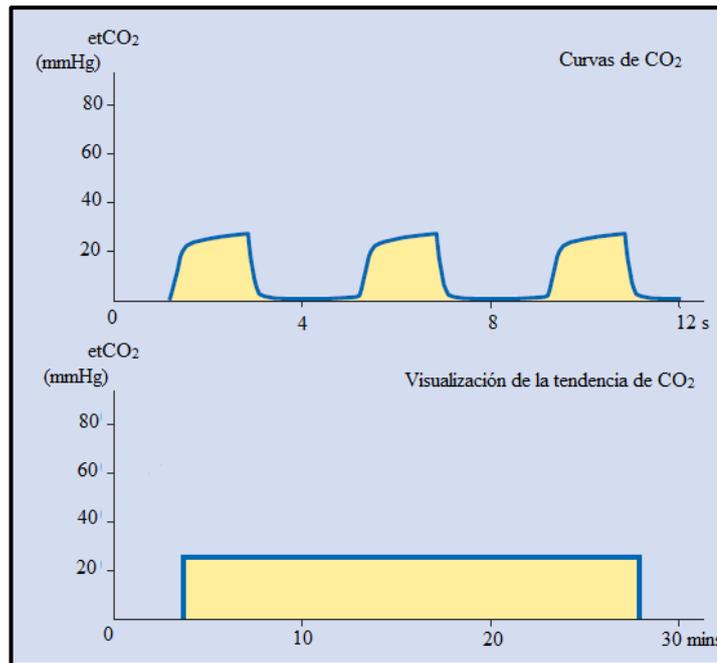
Figura 5.1. Decremento exponencial de la PCO_2 .

5.2.1.1 Posibles causas

- Bypass cardiopulmonar.
- Paro cardíaco.
- Una embolia pulmonar.
- Alta pérdida de sangre.
- Caída repentina de la presión arterial.

5.2.2 PCO_2 constantemente reducido

La disminución de los valores de la PCO_2 como se muestra en la Figura 5.2, obviamente sugiere una producción disminuida de dióxido de carbono, por hipotermia por ejemplo. Un exceso de ventilación alveolar, hiperventilación o un mal funcionamiento del respirador también dan lecturas bajas de la $etCO_2$.

Figura 5.2. PCO₂ reducido.

5.2.2.1 Posibles causas

- Hiperventilación.
- Hipotermia.

5.2.3 Caída repentina de la PCO₂ a valores cercanos a cero

Una caída repentina de la PCO₂ a valores cercanos a cero indica que no hay aire alveolar que se pueda medir durante la espiración. Las pequeñas variaciones en la concentración que se registran, como se observa en la Figura 5.3, indican que todavía hay variaciones mínimas de concentración de CO₂ en el punto de medición, es decir, un pequeño volumen de aire que contiene CO₂ alcanza el punto de medición durante la fase inspiratoria. La espiración subsiguiente contiene sólo una pequeña cantidad de mezcla de gas del tubo o de la tráquea superior. Esto constituye una situación peligrosa ya que el sistema de ventilación podría haberse obstruido o desconectado.

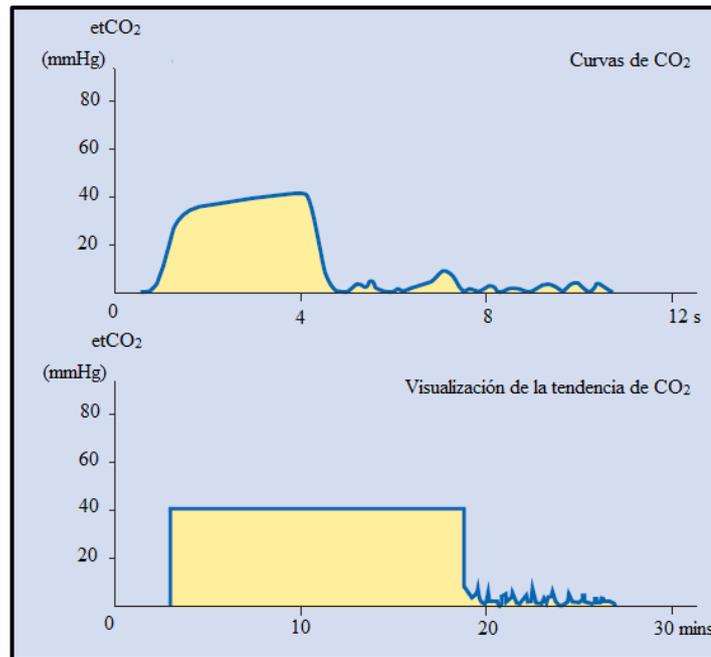


Figura 5.3. Caída repentina de la PCO₂ a valores cercanos a cero.

5.2.3.1 Posibles causas

- Extubación accidental.
- La obstrucción completa de las vías respiratorias.
- Desconexión.
- Intubación.

5.2.4 Caída repentina de PCO₂, pero a valores por encima de cero

En el capnograma de la Figura 5.4 se observa un comportamiento normal de la curva, cuando repentinamente la concentración de dióxido de carbono disminuye a valores mayores a cero. En este caso tenemos una ventilación mínima causada por posibles fugas en el sistema de ventilación o una desunión del tubo que va hacia el paciente.

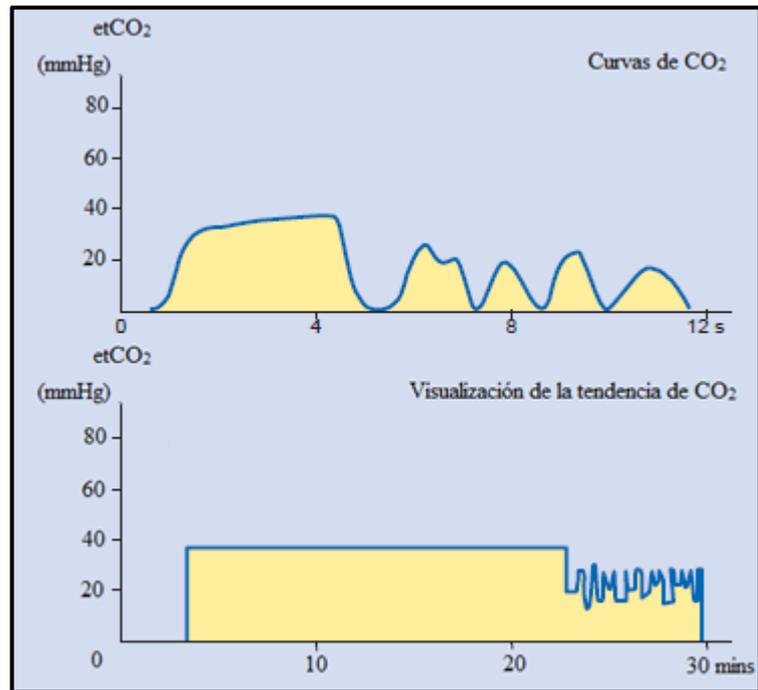


Figura 5.4. Caída repentina de PCO₂, pero por encima de cero.

5.2.4.1 Posibles causas

- Fugas en el sistema de mangueras.
- Estenosis (estrechamiento de un conducto corporal) parcial de las vías respiratorias.

5.2.5 Incremento gradual en PCO₂

Por definición, un aumento en la PCO₂ como se muestra en la Figura 5.5 es una indicación de hipoventilación. En este caso, se puede suponer que la curva se ha desplazado debido a una depresión respiratoria central (anestésicos, opiáceos). Además, es también una indicación de respiración insuficiente, que puede deberse a la relajación que causa la anestesia.

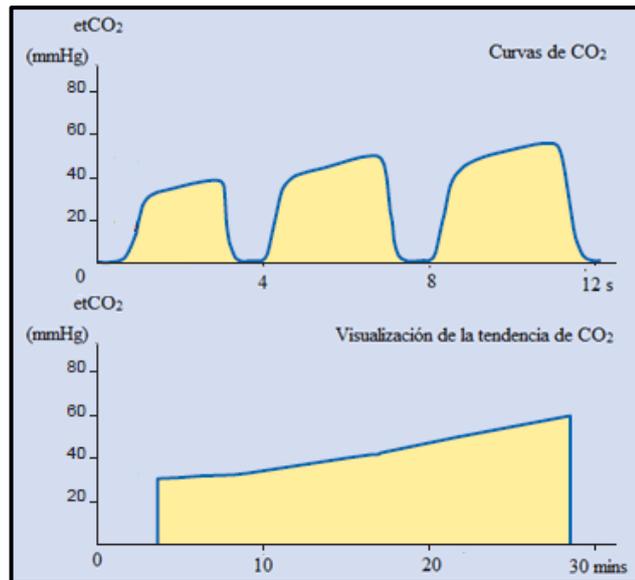


Figura 5.5. Incremento gradual de CO₂.

5.2.5.1 Posibles causas

- Aumento del metabolismo y temperatura corporal.
- Hipoventilación.
- Reducción de ventilación alveolar efectiva.

5.2.6 PCO₂ constantemente elevado

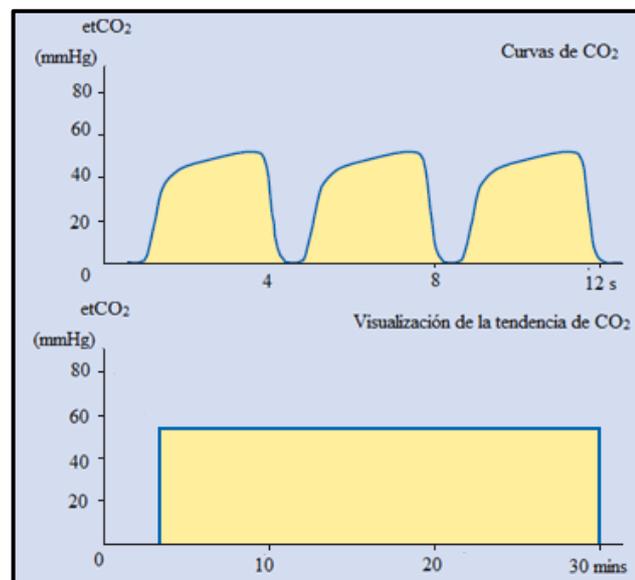


Figura 5.6. PCO₂ constantemente elevado.

Un aumento de la PCO_2 tal como se indica en la Figura 5.6 es el resultado de una producción excesiva de CO_2 , puede ser causado por hipertermia o sepsis, o una disminución de la ventilación alveolar.

5.2.6.1 Posibles causas

- Depresión respiratoria causada por drogas.
- Alcalosis metabólica (compensación respiratoria).
- Insuficiente ventilación por minuto.

5.2.7 PCO_2 reducido sin formación de meseta

Una PCO_2 que se mantiene en un nivel bajo de manera uniforme sin ninguna formación de meseta como se observa en la Figura 5.7, indica que no hay concentraciones alveolares puras de CO_2 que se puedan medir, pero los componentes de aire alveolar, anatómico y el espacio muerto alveolar están presentes. Esto puede deberse a una respiración con una frecuencia muy alta con pequeños volúmenes corrientes, en otras palabras, aumenta la ventilación del espacio muerto.

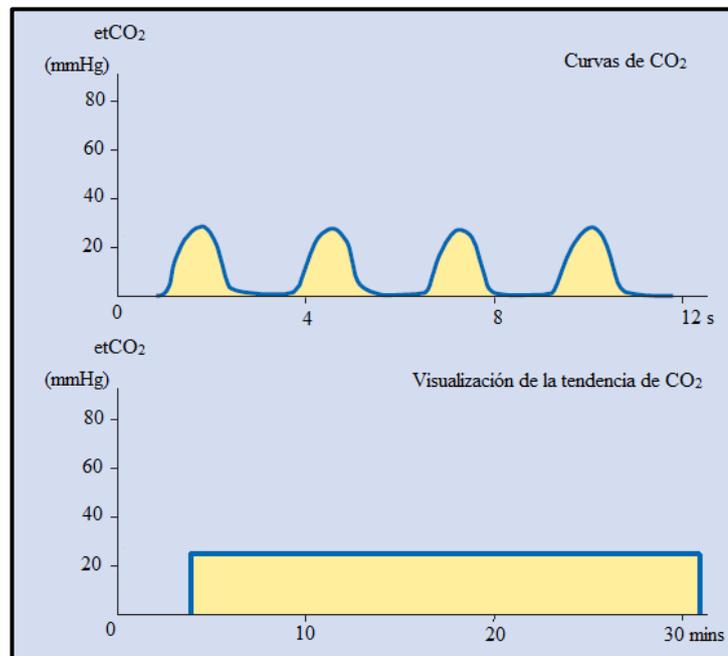


Figura 5.7. PCO_2 reducido sin formación de meseta.

5.2.7.1 Posibles causas

- Eliminación incompleta del aire alveolar.
- EPOC (Enfermedad pulmonar obstructiva crónica).
- Estenosis de las vías respiratorias superiores.
- Obstrucción parcial del tubo.

5.2.8 Meseta excesivamente inclinada de PCO₂

Si el ángulo de la meseta de concentración de dióxido de carbono aumenta excesivamente, como se muestra en el capnograma de la Figura 5.8, esto indica que el vaciado de los alveolos no es homogéneo.

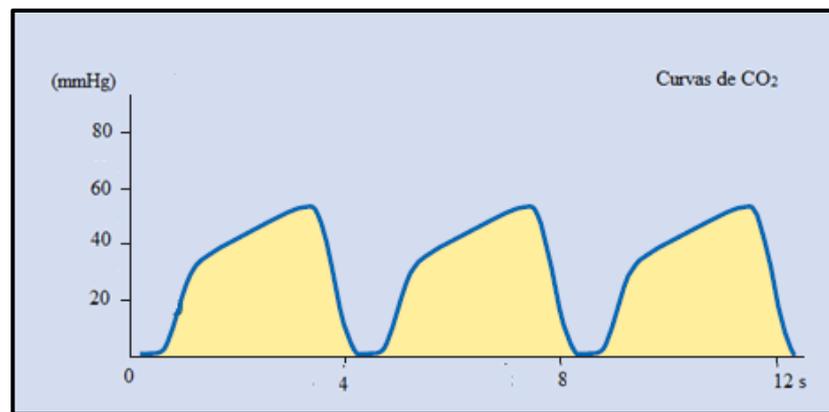


Figura 5.8. Meseta excesivamente inclinada de CO₂.

5.2.8.1 Posibles causas

- Asma.
- Mala distribución ventilatoria (vaciado asíncrono).
- Bronquitis asmática.

5.2.9 Continuo aumento de PCO_2 inspiratoria y espiratoria

Un aumento inspiratorio y espiratorio en la PCO_2 como en la Figura 5.9 puede ser tomado como indicador de reinhalación de CO_2 , que puede ser causado cuando la cal sodada se agota o el absorbedor de CO_2 está apagado.

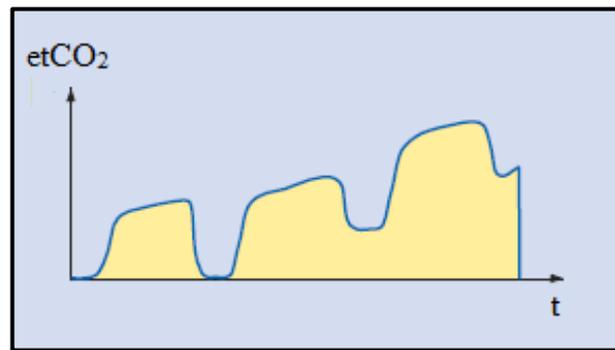


Figura 5.9. Continuo aumento de PCO_2 inspiratoria y espiratoria.

5.2.9.1 Posibles causas

- Reinhalación de CO_2 .

CONCLUSIONES

La concentración de dióxido de carbono en el aire espirado está sumamente relacionada con los procesos fisiológicos que se producen en el cuerpo humano.

Cada sustancia absorbe la radiación de una longitud de onda específica, de esta manera, mediante la elección de una longitud de onda, ante la cual la sustancia en cuestión absorbe la luz de forma más notoria, es posible medir la concentración de tal sustancia incluso en una mezcla de gases. El CO₂ absorbe fuertemente la luz de una longitud de onda de 4.28 micrómetros.

La capnografía mide de forma no invasiva la concentración de dióxido de carbono durante un ciclo respiratorio de la persona, por medio de métodos basados en la absorción de infrarrojos, por lo cual es ideal para el monitoreo de un paciente.

Las señales que envían los transductores por lo general son muy débiles o contienen ruido y componentes no deseados, por lo que no se puede conectar un sensor directamente a la parte de procesamiento en un sistema, por eso se desarrollaron las distintas etapas de adquisición de datos, filtrado, acondicionamiento y digitalización, las mismas que constan en los esquemas de los circuitos electrónicos incluidos en este trabajo.

La representación en pantalla en forma de curvas en tiempo real de una amplia base de capnogramas, establece conclusiones del estado de un paciente y permite tratarlo correctamente, dependiendo de los parámetros seleccionados y también de la experiencia del especialista.

Solo existe un capnograma normal y todas las variaciones deben ser reconocidas y tratadas como corresponda. Las anomalías se deben encontrar al analizar las diferentes fases del capnograma para respiraciones por separado, así como observando las tendencias durante un cierto periodo de tiempo.

RECOMENDACIONES

Se recomienda tener precauciones con el sensor infrarrojo de CO₂, ya que hay algunos factores, como la presión atmosférica, humedad, etc., que pueden alterar la medición, por lo cual debe ser calibrado de forma correcta antes de utilizarlo.

Otro aspecto a tener en cuenta en el sensor, es el vapor de agua ya que puede condensarse, interfiriendo con la medición y alterando las lecturas de CO₂.

A quien le interese ampliar este proyecto, se recomienda utilizar el capnógrafo virtual en LabVIEW como base, para diseñar el hardware y software embebido, los cuales pueden ser realizados con un microcontrolador y un LCD gráfico.

Finalmente, se recomienda analizar este trabajo, para mejorarlo, ampliarlo, y de ser posible llegar a convertirlo en un producto real e inclusive comercial en nuestro país, ya que son equipos relativamente sencillos pero de gran importancia en el ámbito de la medicina.

BIBLIOGRAFÍA

Referencias Bibliográficas:

- BELDA, Javier. Ventilacion Mecanica en Anestesia y Cuidados Criticos. 2009.
- BOYLESTAD, Robert. NASHELSKY, Louis. Electrónica: Teoría de Circuitos. Editorial Prentice Hall. 8 ° Edición. 2003.
- BREADY, Lois. DILLMAN, Dawn. NOORILY, Susan. Toma de decisiones en anestesiología. 4 Edición. 2008.
- CARRETERO, A. FERRERO, F. SÁNCHEZ, A. SÁNCHEZ, F. VALERO, F. Electrónica. Editorial Editex. 2009.
- FLOYD, Thomas. Fundamentos de Sistemas Digitales. Editorial Prentice Hall. 7° Edición. 2003.
- GRAVESTSTEIN J, JAFFE M, PAULUS D. Capnography - Clinical Aspects. Cambridge. 2004.
- ITAMAR, Willner. EUGENNI, Katz. Bioelectronics. 2006.
- PRUTCHI, David. NORRIS, Michael. Design and Development of Medical Electronic Instrumentation, 1° Edición. 2005.
- SAN MIGUEL, Pablo. Electronica General. Editorial Paranindo. 2008.
- VOIGT E, PELIKAN J. CO₂-Measurement during Ventilation. 2006.

Referencias Electrónicas:

- ASMEDIC. Capnógrafo CAP10.
<http://www.interempresas.net/FeriaVirtual/Catalogos_y_documentos/226804/cap10.pdf>. s.a. [Consulta: 17 de Marzo de 2013.]
- CENETEC. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud.
<http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/37gt_Capnografia.pdf>. 2007. [Consulta: 17 de Febrero de 2013.]
- CRICYT. Dióxido de Carbono.
<<http://www.cricyt.edu.ar/enciclopedia/terminos/DioxiCar.htm>>. s.a. [Consulta: 26 de Diciembre de 2012.]

- DALCAME. Capnografía. <www.dalcame.com>. 2005. [Consulta: 13 de Enero de 2013.]
- Dr. Scope. Oximetría y Capnografía. <<http://www.drscope.com/privados/pac/anestesia/a1/p55.htm>>. s.a. [Consulta: 28 de Diciembre de 2012.]
- Draeger. Opción CapnoPlus. <http://www.draeger.com/media/10/08/13/10081390/cc_capnoplusother_br_9051_961_es.pdf>. s.a. [Consulta el: 27 de Febrero de 2013.]
- Escuela de Ingeniería de Antioquía. Difusión y Perfusión. <<http://fluidos.eia.edu.co/hidraulica/articulosos/flujoentuberias/mecanicarespiratoria/contenido/difusionyperfusion.html>>. s.a. [Consulta: 30 de Diciembre de 2012.]
- ESMAS. La respiración. <<http://www.esmas.com/salud/home/conocetucuerpo/335746.html>>. [Consulta: 29 de Enero de 2013.]
- Fotonostra. Digitalizar. <<http://www.fotonostra.com/glosario/digitalizar.htm>>. s.a. [Consulta: 21 de Enero de 2013.]
- HARVARD MEDICAL SCHOOL. Capnography. <<http://www.capnography.com>>. 2001. [Consulta: 15 de Enero de 2013.]
- Hospital General de Culiacán. Oximetría y Capnografía. <<http://hgculiacan.com/biblioteca%20medica/anestesia/oximetria.htm>>. s.a. [Consulta: 26 de Diciembre de 2012.]
- MORENO, Asunción. Universitat Politècnica de Catalunya. Filtros. <http://ocw.upc.edu/sites/default/files/materials/15011906/tema3_filtros_v2.3-2742.pdf>. 2009. [Consulta: 26 de Febrero de 2013.]
- MORENO, I. Grupo de Tecnología Electrónica. Introducción a la instrumentación virtual. Programación en LabVIEW. <http://www.gte.us.es/ASIGN/IE_4T/Programacion%20en%20labview.pdf>. s.a. [Consulta: 2 de Marzo de 2013.]
- National Instruments. LabVIEW para Diseño de Sistemas. <<http://www.ni.com/labview/esa>>. s.a. [Consulta: 5 de Febrero de 2013.]
- ORIDION. The Growing Mandate for Capnography. <<http://www.capnograph.com>>. s.a. [Consulta: 23 de Enero de 2013.]

- RABANAL, J.M. Anestesia Virtual. <<http://www.anestesiavirtual.com>>. s.a. [Consulta: 4 de Febrero de 2013.]
- RITTNER, Frank. DORING, Martin. Curvas y bucles de la ventilación mecánica. <<http://respira.com.mx/docs/f1280259197-0.pdf>>. s.a. [Consulta: 23 de Febrero de 2013.]
- SHERMAN, H. Prenhall. Infrared Spectroscopy. <<http://www.prenhall.com/settle/chapters/ch15.pdf>>. [Consulta: 8 de Enero de 2013.]
- TREYMED. OFM Capnography Products. <<http://treymed.com/capno/capno.html>>. s.a. [Consulta: 5 de Enero de 2013.]

ANEXOS

Anexo 1. Conversor analógico – digital realizado con un PIC18F4550.

```
char dato_1;
char dato_2;
unsigned adc_valor;

void inicio()
{
    TRISA = 0b1111111;
    TRISE = 0b111;
    TRISC = 0b11111110;
    TRISD = 0b00000000;
    TRISB = 0b00001111;
    CMCON = 7;
    INTCON2.RBPU = 1;

    ADC_Init();

// _____
// CONFIGURACIÓN DE LAS INTERRUPTACIONES

    RCON.IPEN = 1;
    INTCON = 0b11100000;
    INTCON2.TMR0IP = 0;
    PIE1.ADIE = 1;
    IPR1.ADIP = 0;

// _____
// CONFIGURACIÓN DEL TIMERO

    T0CON = 0b01001000;
```

```
//-----  
    T0CON.TMR0ON = 1;  
    ADCON0.ADON = 1;  
}  
  
//=====
```

```
void interrupt_low()  
{  
    if(INTCON.TMR0IF == 1)  
    {  
        ADCON0.GO = 1;  
        T0CON.TMR0ON = 0;  
        INTCON.TMR0IF = 0;  
    }  
  
    if(PIR1.ADIF == 1)  
    {  
        adc_valor = ADC_Get_Sample(0);  
  
        dato_2 = (adc_valor >> 4) & 0b0000000011110000;  
        dato_1 = adc_valor & 0b0000000011111111;  
        PORTD = dato_1;  
        PORTB = dato_2;  
        T0CON.TMR0ON = 1;  
        PIR1.ADIF = 0;  
    }  
}  
  
//=====
```

```
void flag()  
{  
    if(PORTC.RC0 == 1)
```

```
        PORTC.RC0 = 0;
    else
        PORTC.RC0 = 1;
}

//=====

void main()
{
    inicio();
    T0CON.TMR0ON = 1;
    while(1)
    {
        delay_ms(1000);
        flag();
        delay_ms(1000);
        flag();
    }
}
```