



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA
ELÉCTRICA – SISTEMAS ELECTRÓNICOS

DISEÑO DE UN SISTEMA PORTÁTIL MEDIDOR DE VISCOSIDAD, DENSIDAD
Y PH DE LA SANGRE HUMANA

TESIS
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:
ING. JUAN MIGUEL VÁZQUEZ SERRANO

TUTORA PRINCIPAL
DRA. FATIMA MOUMTADI
FACULTAD DE INGENIERÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERIA EN TELECOMUNNICACIONES

MÉXICO, D. F. ENERO 2016

JURADO ASIGNADO:

Presidente: Dr. Pérez Alcázar Pablo Roberto

Secretario: Dra. Mejía Uriarte Elsi Violeta

Vocal: Dra. Fatima Moumtadi

1^{er.} Suplente: Dr. Peña Cabrera Juan Mario

2^{do.} Suplente: Dr. De la Rosa Nieves Saúl

Lugar donde se realizó la tesis: Ciudad Universitaria, México, D.F.

TUTOR DE TESIS:

Dra. Fatima Moumtadi

FIRMA

A mis padres,
Porque se, que siempre
están conmigo.

AGRADECIMIENTOS

A la UNAM, Universidad Nacional Autónoma de México, por brindar el apoyo académico y económico necesario para iniciar, cursar y culminar mis estudios de maestría.

A la Facultad de Ingeniería, con su programa de maestría y doctorado en Ingeniería Eléctrica, por brindarme la oportunidad de superarme profesionalmente, a través de sus instalaciones y sus profesores que me impartieron clases.

A mi tutora, la Dra. Fatima Moumtadi, por sus valiosos comentarios, su dedicación y apoyo para el desarrollo de la tesis.

A mi jurado, la Dra. Mejía Uriarte Elsi Violeta, el Dr. Pérez Alcázar Pablo Roberto, el Dr. Peña Cabrera Juan Mario y el Dr. De la Rosa Nieves Saúl, por sus comentarios y observaciones, que permitieron mejorar esta tesis.

Al Dr. José Ismael Martínez López por su orientación durante sus gestiones como coordinador del programa de maestría y doctorado en Ingeniería Eléctrica en Sistemas Electrónicos.

A todos mis profesores por sus enseñanzas y experiencias transmitidas. Entre ellos M. en I. Haro Ruiz Luis Arturo, el Dr. Álvarez Castillo Jesús, el Dr. Peña Cabrera Juan Mario, la Dra. Velasco Herrera Graciela y la Dra. Moumtadi Fatima.

A mis compañeros de maestría Ricardo Sánchez, Mauricio Ontiveros, Fernando Nava y Adrian Jiménez, por su amistad, apoyo escolar, consejos y compañerismo.

A Mara Pérez por su apoyo incondicional, motivación, inspiración y tolerancia a lo largo de la maestría.

A toda mi familia y todos mis amigos, pero sobre todo a mi hermana Janine Vázquez Serrano, por su cariño y aprecio motivándome a ser mejor cada día.

ÍNDICE GENERAL

Introducción.....	1
Resumen	1
Objetivo	2
Definición del Problema	2
Metodología	3
Marco Teórico	5
Capítulo 1. Principales técnicas e instrumentos en la medición de Viscosidad, Densidad y pH.....	9
1.1. Medidores de Densidad	10
1.1.1. Densímetro	10
1.1.2. Picnómetro	10
1.1.3. La Balanza de Mohr-Westphal	11
1.1.4. El tubo en “U” oscilante	12
1.1.5. Medidor de Densidad con sensores ultrasónicos	12
1.2. Viscosímetros.....	13
1.2.1. Viscosímetro Caída de esfera	13
1.2.2. Viscosímetro Saybolt.....	14
1.2.3. Viscosímetros Capilares	14
1.2.4. Viscosímetros Rotacionales.....	16
1.2.5. Viscosímetro Stormer	16
1.2.6. Viscosímetro Brookfield.....	17
1.2.7. Viscosímetro con principio de tubo de impedancia.....	18
1.3. pH-metros	19

1.3.1. Indicadores.....	19
1.3.2. Electrodo de Vidrio.....	19
1.4. Antecedentes.....	20
1.4.1. Antecedente para medición de Viscosidad y Densidad.....	21
1.4.2. Antecedente para medición de pH.....	22
Capítulo 2. Relación sangre humana - medición	24
2.1. Función de la sangre humana	25
2.2. Composición de la sangre humana	25
2.3. Viscosidad de la sangre humana.....	26
2.3.1. Hematocrito	26
2.3.2. Efectos de la variación en la viscosidad de la sangre humana	28
2.4. Densidad de la sangre humana	29
2.5. pH de la sangre humana.....	30
2.5.1. Efectos de la variación de pH en la sangre humana	30
2.6. Descripción general del proceso de medición - sangre	31
Capítulo 3. Etapas del desarrollo para la medición	32
3.1. Actuador eléctrico.....	32
3.1.1. Diseño electrónico e implementación.....	33
3.2. Etapa de sensores piezoeléctricos.....	36
3.2.1. Efecto Piezoeléctrico	36
3.2.2. Sensor Piezoeléctrico.....	36
3.2.2.1. Selección de sensor piezoeléctrico	37
3.2.3. Diseño electrónico y simulación.....	38
3.3. Etapa de electrodo combinado de vidrio	42
3.3.1. Funcionamiento	42

3.3.2. Selección de Electrodo combinado de vidrio	43
3.3.3. Diseño electrónico y simulación.....	44
Capítulo 4. Características y manejo de datos en el FPGA	53
4.1. Arquitectura FPGA.....	53
4.2. Lenguaje VHDL y programación	57
4.2.1. Lenguaje VHDL	57
4.2.2. Adquisición, manipulación de datos y programación	58
4.2.2.1. Adquisición de datos	58
4.2.2.2. Programación Menú y Operación.....	60
Capítulo 5. Integración e Implementación	65
5.1. Integración del sistema	65
5.2. Implementación del sistema	68
5.2.1. Pruebas y caracterización del prototipo.....	69
5.2.1.1. Pruebas y caracterización de la medición de Viscosidad	69
5.2.1.2. Pruebas y caracterización de la medición de Densidad.....	73
5.2.1.3. Pruebas y caracterización de la medición de pH	78
5.3. Análisis de resultados	81
CONCLUSIONES.....	84
REFERENCIAS	86
ANEXOS	88

ÍNDICE DE FIGURAS

Metodología

Figura A. Diagrama de bloques del sistema medidor de Viscosidad, Densidad y pH	4
--	---

Capítulo 1

Figura 1.1. Densímetros a) líquidos más densos, b) líquidos menos densos.....	10
Figura 1.2. Clásico picnómetro utilizado	11
Figura 1.3. Balanza de Mohr-Westphal con todos sus componentes	11
Figura 1.4. Tubo en U simulando oscilación.....	12
Figura 1.5. Emisor y Receptor a través del líquido	13
Figura 1.6. Fuerzas involucradas en un objeto de plomo a través del líquido	13
Figura 1.7. Ejemplo de viscosímetro Saybolt.....	14
Figura 1.8. Viscosímetro mediante tubo capilar.....	15
Figura 1.9. Viscosímetro de tubo capilar con pistón.....	15
Figura 1.10. Viscosímetro rotatorio de tambor giratorio.....	16
Figura 1.11. Actual viscosímetro Stormer.....	17
Figura 1.12. Actual viscosímetro Brookfield	17
Figura 1.13. Sistema medidor de viscosidad aplicando principio de tubo de impedancia	18
Figura 1.14. Tabla de colores para indicadores de pH	19
Figura 1.15. Principio del electrodo de vidrio.....	20
Figura 1.16. Ejemplo de onda transversal y onda longitudinal	21
Figura 1.17. Ejemplo de punta haciendo compresión y cizalla en piezoeléctrico.....	22
Figura 1.18. Electrodo combinado de vidrio.....	23

Capítulo 2

Figura 2.1. La sangre humana	24
Figura 2.2. Hematocrito en una persona sana (normal) y en pacientes con anemia y policitemia....	27
Figura 2.3. Hematocrito a) Escala, b) Centrifugada.....	28
Figura 2.4. Diagrama de bloques medición - sangre.....	31

Capítulo 3

Figura 3.1. Diagrama de bloques de las etapas de medición.....	32
Figura 3.2. Diagrama de bloques para etapa del actuador eléctrico.....	33
Figura 3.3. Transformador y puente de diodos	34
Figura 3.4. Fuentes reguladoras a $\pm 5V$	34
Figura 3.5. Esquemático de una fuente reguladora con LM317.....	35
Figura 3.6. Comparación de moneda con Actuador Eléctrico utilizado.....	35
Figura 3.7. Principio del funcionamiento del sensor.....	37
Figura 3.8. Sensor Piezoeléctrico “Minisense 100” fabricado por Measurement Speacialties	38
Figura 3.9. Diagrama de bloques para adquisición de señal en sensores	38
Figura 3.10. Configuración para adquisición de señal desde el sensor piezoeléctrico.....	39
Figura 3.11. Configuración para filtro Notch.....	40
Figura 3.12. Esquemático del diseño electrónico para sensores piezoeléctricos, sin etapa de rectificación.....	41
Figura 3.13. Esquemático de Puente de Diodos.....	41
Figura 3.14. Simulación a la salida del circuito electrónico	42
Figura 3.15. Electrodo combinado de vidrio utilizado (OAKTON WD-35801-00)	44
Figura 3.16. Diagrama de los procesos a seguir en etapa electrodo.....	44
Figura 3.17. Voltaje ideal del electrodo de medición de pH.....	45
Figura 3.18. Voltaje real del electrodo de medición de pH.....	46
Figura 3.19. Amplificador no inversor para medición de pH.....	47
Figura 3.20. Ajuste de cero en la señal de pH.....	48
Figura 3.21. Ajuste de pendiente.....	49
Figura 3.22. Circuito inversor de señal	49
Figura 3.23. Circuito completo del diseño electrónico para medición de pH	50
Figura 3.24. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de 415mV.....	50
Figura 3.25. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de 0V.....	51
Figura 3.26. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de -415mV	51
Figura 3.27. Gráfica de resultados aplicando circuito electrónico	52

Capítulo 4

Figura 4.1. Arreglo de celdas en FPGA	53
Figura 4.2. Bloque Lógico Configurable de la familia XC4000 de Xilinx, Inc.	55

Figura 4.3. Modulo Lógico de la familia ACT3 de Actel Corporation.....	56
Figura 4.4. Elemento Lógico de la familia APEX20K de Altera Corporation.....	56
Figura 4.5. Pines ADC0804	58
Figura 4.6. Conexión de entrada y salida de ADC0804 para FPGA.....	59
Figura 4.7. Diagrama de flujo para la interfaz hombre-máquina	60
Figura 4.8. Diagrama de flujo para la operación del FPGA.....	62
Figura 4.9. Tarjeta de desarrollo de FPGA con Display.	64

Capítulo 5

Figura 5.1. Sistema funcionando con sensor piezoeléctrico para densidad	65
Figura 5.2. Electrodo inmerso en el líquido	66
Figura 5.3. Prueba de salida binaria del ADC con leds.....	66
Figura 5.4. Circuito electrónico con etapas integradas	67
Figura 5.5. Menú y textos en pantalla LCD	67
Figura 5.6. Prototipo de modelado en 3D	68
Figura 5.7. Prototipo del Sistema Completo	68
Figura 5.8. Resultado de Viscosidad en diferentes líquidos.....	70
Figura 5.9. Resultado de Viscosidad de la Sangre Humana.....	70
Figura 5.10. Caracterización de prototipo para medición de Viscosidad.....	72
Figura 5.11. Resultado de la medición de Viscosidad en pantalla LCD	73
Figura 5.12. Resultado de la Densidad en diferentes líquidos	74
Figura 5.13. Resultado de la Densidad de la Sangre Humana	75
Figura 5.14. Caracterización de prototipo para medición de Densidad	76
Figura 5.15. Resultado de la medición de Densidad en pantalla LCD.....	77
Figura 5.16. Resultado de la medición de pH con buffers	78
Figura 5.17. Resultado del pH en la Sangre Humana	79
Figura 5.18. Caracterización de prototipo para medición de pH.....	80
Figura 5.19. Resultado de la medición de pH en pantalla LCD.....	81

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Medidores de Densidad, Viscosidad y pH	9
Tabla 2. Composición Sangre Humana	26
Tabla 3. Densidad común de los hombres y mujeres	29
Tabla 4. Consumo máximo de corriente de los componentes en el sistema	33
Tabla 5. Características principales de Sensor LDT0-028K	37
Tabla 6. Características principales de Sensor Minisense 100.....	38
Tabla 7. Características principales de Electroodos combinados.....	43
Tabla 8. Menú interfaz hombre	61
Tabla 9. Menú de la Operación	63
Tabla 10. Características principales de FPGA	63
Tabla 11. Viscosidades teóricas.....	69
Tabla 12. Resultados prácticos de la medición de Viscosidad en Volts.....	71
Tabla 13. Especificaciones técnicas del medidor de Viscosidad.....	73
Tabla 14. Densidades teóricas	74
Tabla 15. Resultados prácticos de la medición de Densidad en Volts	75
Tabla 16. Especificaciones técnicas del medidor de Densidad	77
Tabla 17. Valores teóricos de pH con respecto a simulación.....	78
Tabla 18. Resultados prácticos de la medición de pH en Volts	79
Tabla 19. Especificaciones técnicas del medidor de pH	81

Introducción

Resumen

En este trabajo se estudia el efecto piezoeléctrico y el funcionamiento de un electrodo combinado de vidrio y se investiga cómo se pueden aprovechar para obtener mediciones de la sangre humana y detectar a tiempo posibles anomalías en el paciente.

Se diseña un prototipo de sistema portátil, para medir la viscosidad, densidad y pH de la sangre humana. Se utiliza un actuador eléctrico, el cual hace vibrar la muestra de sangre creando ondas longitudinales y transversales en ella, accionando un cilindro de plástico hueco conectado a cada uno de los sensores piezoeléctricos, realizando así la medición ya sea para Densidad o Viscosidad. También se emplea el electrodo combinado de vidrio, donde su punta al sumergirla en la sustancia líquida, es sensible a los iones de hidrogeno y por su composición interna, nos da como resultado una diferencia de potencial para la medición del pH. Además, el sistema consta de un dispositivo electrónico programable FPGA (Field Programmable Gate Array) y utiliza lenguaje VHDL (Very High Description Language) para su programación, el cual permite interpretar los datos obtenidos en las mediciones y finalmente escribe la información en la pantalla de un Display LCD de 16 caracteres por 2 renglones (16x2).

Para la implementación, se utilizarán sensores piezoeléctricos Minisense 100, un electrodo combinado de vidrio OAKTON WD-35801-00, una Tarjeta de desarrollo Altera Cyclone con circuito integrado FPGA (EP1C3144) y Software Quartus 11.0 para su programación.

Es un sistema que nos brinda la información necesaria en los parámetros a medir de la sangre y también puede funcionar para medir diferentes líquidos, siempre y cuando sus valores teóricos no se salgan del rango de medición.

De acuerdo a las pruebas realizadas, el prototipo muestra resultados de Viscosidad, Densidad y ph, con un margen de error porcentual relativamente pequeño, siendo el más elevado el de Viscosidad que es de 11.9%, mientras que la Densidad es de 6.73% y del pH de 6.84%.

Objetivo

Desarrollar e implementar el prototipo de un sistema, utilizando un dispositivo electrónico FPGA, capaz de adquirir e interpretar los datos provenientes de los sensores piezoeléctricos y electrodo combinado de vidrio, para desplegar en el Display las mediciones requeridas, y así, proporcione la información necesaria para cualquier persona en su hogar o para los médicos en general, formando parte de un instrumento eficiente y accesible.

- Objetivos Particulares

Utilizar el efecto piezoeléctrico en los sensores, para las mediciones de viscosidad y densidad, mediante ondas de compresión y cizallamiento en el líquido.

Aprovechar el electrodo combinado de vidrio para la medición de pH.

Definición del Problema

Hoy en día el hecho de medir y conocer las características de la sangre humana es de gran interés, ya que constantemente existen variaciones en la composición de la sangre, debido a múltiples factores externos a los cuales el cuerpo está expuesto todos los días e inclusive los alimentos que se acostumbran a comer.

En una visita al médico, al realizar un análisis de sangre, la muestra se traslada a un laboratorio para ser analizada por microscopio junto con varias técnicas. Este

proceso suele durar varios días, y si la condición del paciente depende del tiempo, la duración es vital.

En el mercado existen sistemas que llevan a cabo las mediciones de uno o de dos parámetros que se estudian en esta investigación, pero muy pocos son los que contemplan tres o más. Estos sistemas suelen ser muy pesados o costosos e inclusive muy grandes.

Por estas razones, el sistema se desarrollará para realizar las mediciones en un tiempo no mayor a 10 minutos, ser de tamaño reducido y tener un peso ligero para ser portátil en todo momento. Se utilizarán sensores piezoeléctricos debido a que son muy ligeros y de un tamaño pequeño, también, al igual que la mayoría de los componentes electrónicos y no electrónicos que se ocuparán, son de bajo costo, esto para lograr que el sistema sea menos costoso en comparación con los sistemas existentes en el mercado. [1]

Metodología

Para lograr cumplir con el objetivo principal, se realizarán los pasos siguientes en la metodología de diseño del sistema:

1. Investigar los sensores piezoeléctricos y electrodos combinados de vidrio existentes en el mercado.
2. Elección de sensores piezoeléctricos y electrodo combinado de vidrio, para realizar la medición de Viscosidad, Densidad y pH de la sangre humana.
3. Diseñar base para la colocación de actuador eléctrico y la muestra de sangre humana.
4. Diseñar e implementar zonas de sensores piezoeléctricos para su colocación en el sistema.
5. Diseñar fuentes de alimentación necesarias para alimentar todas las etapas del sistema.
6. Diseñar las etapas del acondicionamiento de las señales con amplificadores operacionales, para la correcta obtención y lectura de la señal proporcionada por los sensores y el electrodo combinado de vidrio.

7. Elegir el ADC (Analog to Digital Converter) adecuado para convertir nuestra señal y así poder tener lectura de los datos en el FPGA.
8. Realizar el código en lenguaje VHDL para el dispositivo electrónico FPGA, el cual inicializará y enviará información al display, indicando en pantalla que medición se desea realizar.
9. Realizar el código para poder leer los datos provenientes del ADC y desplegar en el Display LCD la medida realizada.
10. Realizar pruebas y hacer análisis de resultados.

La metodología para el desarrollo del sistema se resume en el diagrama de la figura A.

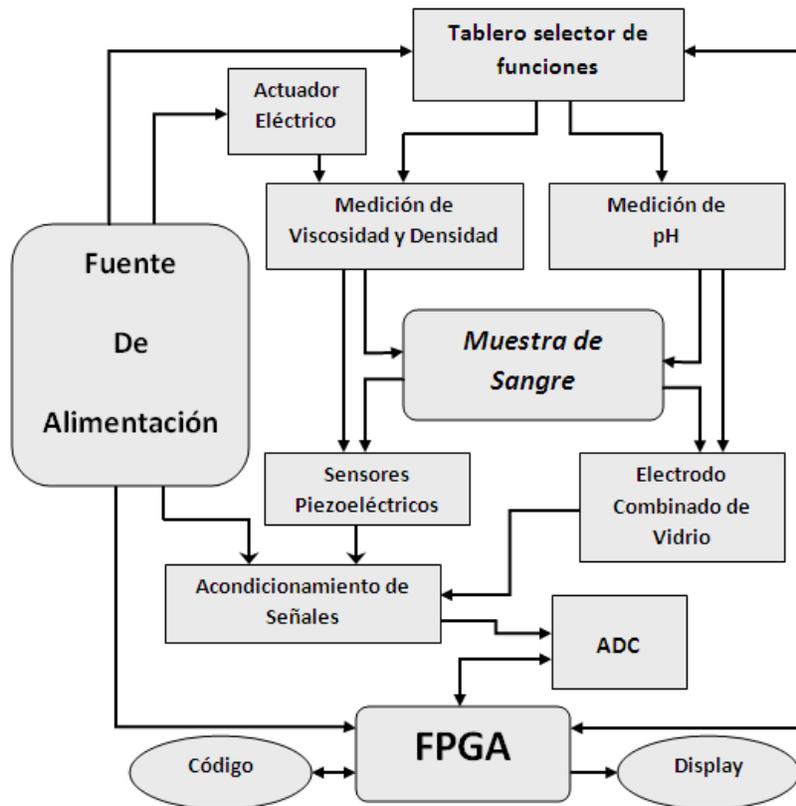


Figura A. Diagrama de bloques del sistema medidor de Viscosidad, Densidad y pH

Marco Teórico

Desde años remotos siempre se ha requerido de la medición de diferentes parámetros que existen en la naturaleza, ya sea para su estudio o simplemente la comprensión de dichos fenómenos que aparecen o fueron apareciendo a lo largo del tiempo.

En este caso se enfocara en como ha ido avanzando la medición de la densidad, la viscosidad y el pH.

Para el caso de la densidad, se sabe que es una medida del grado de compactación de un material o sustancia. Por lo tanto, se define como la cantidad de masa por unidad de volumen de una sustancia. Así, por ejemplo, el plomo es más denso que un corcho; el agua de mar es más densa que la lluvia; y el aire en la ciudad es más denso que el del campo. [2]

Todo el estudio sobre la densidad comenzó aproximadamente 250 años a.C., con el matemático griego Arquímedes, al descubrir que en su tina, el agua se caía por los lados a medida que él se sumergía más en ella. En este momento tuvo una revelación, se dio cuenta que la cantidad de agua que se caía era igual en volumen al espacio que ocupaba su cuerpo.

Tiempo después se empezó a estudiar más acerca de cómo obtener la densidad de los materiales o sustancias y se descubrió que esta puede obtenerse de forma indirecta o directa. Para la obtención indirecta o estimación de la densidad, se miden la masa y el volumen por separado y posteriormente se calcula la densidad. La masa se mide habitualmente con una balanza, mientras que el volumen puede medirse determinando la forma del objeto y midiendo las dimensiones apropiadas o mediante el desplazamiento de un líquido y aplicando la ecuación 1 se obtiene la densidad.

$$\rho = \frac{m}{V} \quad \rho = \text{densidad}; \quad m = \text{masa}; \quad V = \text{volumen} \quad (1)$$

Mientras que a través de instrumentos de medición se puede determinar de forma directa. Entre los instrumentos más comunes tenemos:

- El densímetro, que permite la medida directa de la densidad de un líquido.

- El picnómetro, que permite la medida precisa de la densidad de sólidos, líquidos y gases.
- La balanza de Mohr, que permite la medida precisa de la densidad de líquidos.
- Otra posibilidad para determinar las densidades de líquidos y gases es utilizar un instrumento digital basado en el principio del tubo en U oscilante.
- Instrumento medidor de densidad con sensores ultrasónicos

Para el caso de la viscosidad, se puede definir como una medida de la resistencia a fluir de un fluido. La viscosidad es una rama de la Reología, la cual está encargada de estudiar la deformación y el fluir de la materia. [3].

El primero que hablo sobre viscosidad fue Robert Hooke en 1678 en su libro “Verdadera teoría de la Elasticidad”. Dicha teoría se resumía en lo siguiente: “Si se dobla la tensión, se dobla la deformación”.

Nueve años después, Isaac Newton publicó en “Philosophiae Naturalis Principia Mathematica” una hipótesis asociada al estado simple de cizalladura (o corte): “La resistencia derivada de la falta de deslizamiento de las partes de un líquido, es proporcional a la velocidad con que se separan unas de otras dentro de él”. Esta necesidad de deslizamiento es lo que ahora se denomina “Viscosidad”, sinónimo de fricción interna. [4]

La fuerza que se requiere para el movimiento de un fluido se define como tensión o esfuerzo de cizalla. Según Newton la tensión de cizalla o esfuerzo cortante es proporcional al gradiente de velocidad. Si se duplica la fuerza, se duplica el gradiente de velocidad. A esto se le denomina Ley de Newton de la Viscosidad, que es aplicable actualmente. La glicerina y el agua son ejemplos muy comunes que obedecen la Ley de Newton. Para la glicerina, por ejemplo, la viscosidad es de 1000 mPa·s, en cambio para el agua la viscosidad es de 1 mPa·s, es decir, es mil veces menos viscosa que la glicerina.

Hace 300 años los estudios relacionados con la viscosidad se reducían a aplicar la Ley de Newton para líquidos y la Ley de Hooke para sólidos. Fue a partir del siglo XIX cuando los científicos comenzaron a tener dudas acerca de la validez universal de estas leyes.

Hoy en día se sabe que cuando un fluido se mueve, se desarrolla en él una tensión de corte, cuya magnitud depende de la viscosidad del fluido. La tensión de corte, denotada con la letra griega " τ ", puede definirse como la fuerza requerida para deslizar una capa de área unitaria de una sustancia sobre otra capa de la misma sustancia. Así pues, τ es una fuerza dividida entre un área y puede medirse en unidades de $\frac{N}{m^2}$ o $\frac{lb}{pies^2}$.

Existen dos tipos de viscosidad, la viscosidad dinámica y la viscosidad cinemática. La viscosidad dinámica se denota por la letra griega " μ " y se define como la relación entre la tensión de corte y el gradiente de velocidad. El gradiente de velocidad es una medida del cambio de velocidad definida como $\frac{\Delta v}{\Delta y}$, también conocida como rapidez de corte.

$$\mu = \frac{\tau}{\left(\frac{\Delta v}{\Delta y}\right)} = \tau \left(\frac{\Delta y}{\Delta v}\right) \quad (2)$$

Donde las unidades quedan:

$$\mu = \frac{N}{m^2} \frac{m}{\left(\frac{m}{s}\right)} = \frac{N s}{m^2} = (Pa)(s) \quad (3)$$

La viscosidad cinemática denotada por la letra griega " ν ", implica el cociente de la viscosidad dinámica y la densidad del fluido. [2]

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (4)$$

Los viscosímetros más comunes utilizados a lo largo de la historia son:

- Caída de esfera
- Saybolt
- Capilares
- Rotacionales
- Stormer
- Brookfield
- Tubo de impedancia

Ahora, cuando se habla de pH es un tanto compleja su definición, por ejemplo, en química, el pH es una medida de la concentración de iones de hidrógeno. El agua pura tiene un pH muy cercano a 7, a 25 ° C. Las soluciones con un pH inferior a 7 se dice que son ácidos, y soluciones con un pH mayor que 7 se les llama alcalinas. La escala de pH es trazable a un conjunto de soluciones estándar cuyo pH es establecido por acuerdo internacional.

El concepto de pH fue introducido por primera vez por el químico danés Sören Peter Lauritz Sørensen en el Laboratorio Carlsberg en 1909 y revisado en el pH moderno en 1924 para dar cabida a las definiciones y medidas en términos de celdas electroquímicas. [5]

El significado exacto de la "p" de "pH" se disputa, pero de acuerdo a la Fundación Carlsberg pH significa "poder del hidrógeno". También se ha sugerido que la "p" representa el Potenz alemán, otros se refieren a puissance francés y otros se refieren a "potencial". Otras propuestas que han surgido en los últimos años que la "p" se refiere a los términos latinos pondus hydrogenii, potentia hydrogenii o potencial de hidrógeno. También se sugiere que Sørensen utiliza las letras "p" y "q" simplemente para etiquetar la solución de ensayo y la solución de referencia.

El uso actual en la química es que p significa "cologaritmo decimal de"

$$\text{colog}_{10}(H) = \log_{10}(H^{-1}) = \log_{10}(1) - \log_{10}(H) = -\log_{10}(H) \quad (5)$$

El pH se define como el logaritmo decimal de la recíproca de la actividad del ion hidrógeno. Se adoptó esta definición porque electrodos selectivos de iones, que se utilizan para medir el pH, responden a la actividad.

La escala de pH es logarítmica y por lo tanto el pH es una cantidad adimensional.

Existen diferentes tipos de medidores de pH como son:

- Indicadores
- Electrodo de vidrio

Cada instrumento y técnica de medición de los medidores de Densidad, Viscosímetros y pH-metros mencionados, se detallan en el Capítulo 1.

Capítulo 1. Principales técnicas e instrumentos en la medición de Viscosidad, Densidad y pH

En este capítulo, se detalla la técnica y el funcionamiento de los instrumentos; así como las técnicas más importantes utilizadas a lo largo de la historia para la medición de dichos parámetros. Se habla de estas técnicas, debido a que la técnica de medición del prototipo a desarrollar, es externa, al igual que en cada uno de los siguientes instrumentos de medición. (Ver Tabla 1)

Tabla 1. Medidores de Densidad, Viscosidad y pH

<i>Densidad</i>	El Densímetro
	El Picnómetro
	La Balanza de Mohr
	Tubo en U oscilante
	Sensores Ultrasónicos
<i>Viscosidad</i>	Caída de esfera
	Saybolt
	Capilares
	Rotacionales
	Stormer
	Brookfield
	Tubo de impedancia
<i>pH</i>	Indicadores
	Electrodo de vidrio

1.1. Medidores de Densidad

1.1.1. Densímetro

Son aparatos que miden la densidad de los líquidos fundándose en el Principio de Arquímedes. Están formados por varillas de vidrio hueco que presentan un ensanchamiento en la parte inferior y un lastre. Al sumergirlas en un líquido flotan, cumpliéndose que el peso del volumen de líquido desalojado es igual al peso de todo el aparato; por tanto, se hundirán más o menos según sea la densidad del líquido con respecto a la densidad del agua. (Ver fig. 1.1)

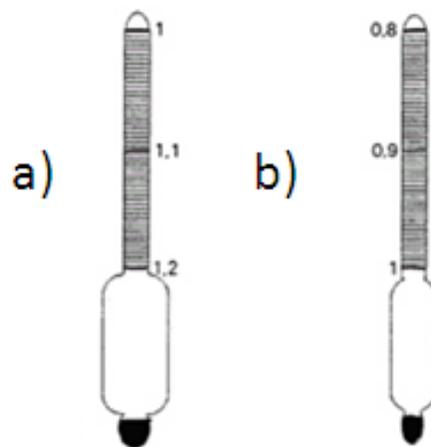


Figura 1.1. Densímetros a) líquidos más densos, b) líquidos menos densos

1.1.2. Picnómetro

Es un instrumento sencillo utilizado para determinar con precisión la densidad de los líquidos. Su característica principal es la de mantener un volumen fijo al colocar diferentes líquidos en su interior. Esto nos sirve para comparar las densidades de dos líquidos pesando el picnómetro con cada líquido por separado y comparando sus masas. (Ver fig. 1.2)



Figura 1.2. Clásico picnómetro utilizado

1.1.3. La Balanza de Mohr-Westphal

Desarrollada por el farmacéutico alemán Karl Friedrich Mohr (1806-1879), es una balanza de brazos desiguales que se utiliza para la determinación de densidades de líquidos. El brazo más corto termina en una pesa compacta fija, provista de una aguja que debe enfrentarse con otra aguja fijada al armazón para obtener el equilibrio. Del extremo del brazo largo pende un hilo delgado y ligero con un inmersor de vidrio que lleva incorporado un termómetro para medir la temperatura del líquido cuya densidad se desea medir. (Ver fig. 1.3)

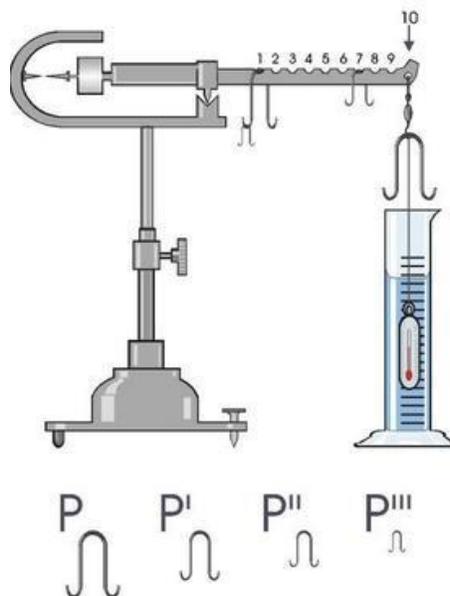


Figura 1.3. Balanza de Mohr-Westphal con todos sus componentes

1.1.4. El tubo en “U” oscilante

Se basa en la determinación de la frecuencia de oscilación en un tubo de sección uniforme a una temperatura dada, el cual es excitado electrónicamente, se introduce en él la muestra de líquido cuya densidad se quiere medir.

Este consta de una celda de medida en forma de "U", hecha de vidrio borosilicato de doble pared, donde se introduce la muestra. (Ver fig. 1.4)

Dicha celda está recubierta por un cilindro de vidrio hueco, por donde circula el líquido térmico con el objeto de mantener la temperatura constante. Se somete el sistema a una oscilación amortiguada cuya frecuencia de oscilación depende de la masa introducida en el cuerpo oscilante. El tubo en U tiene dos secciones rectas entre dos puntos fijos que limitan un volumen definido de fluido, esto constituye el elemento resorte del oscilador. La celda contiene siempre el mismo volumen de muestra oscilando y su masa depende directamente de la densidad de la sustancia que llena la celda



Figura 1.4. Tubo en U simulando oscilación

1.1.5. Medidor de Densidad con sensores ultrasónicos

El método utilizado para detectar la densidad de líquido es la velocidad del sonido. Las ondas ultrasónicas propagándose en líquidos son ondas longitudinales. La distancia de transmisión longitudinal de las ondas ultrasónicas es L. (Ver fig. 1.5)

La relación entre la densidad del líquido y la velocidad del sonido está dada por la ecuación 6.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho K}} \quad (6)$$

Donde c es la velocidad de propagación ultrasónica, ρ es la densidad del líquido y K es el coeficiente de compresión del líquido. Para un líquido en particular, el coeficiente de la compresibilidad en un volumen (K) es una constante.

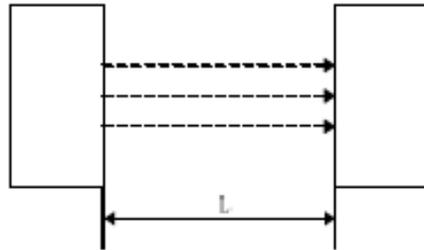


Figura 1.5. Emisor y Receptor a través del líquido

1.2. Viscosímetros

1.2.1. Viscosímetro Caída de esfera

Este equipo presenta un tubo de vidrio o plástico que se llena con el fluido cuya viscosidad se quiere determinar y permite obtener la velocidad límite que alcanza la esfera de un material determinado (acero, vidrio, etc.), que se deja caer en su seno. El viscosímetro de caída de esfera es similar al viscosímetro de caída de cuerpo, el cual se deja caer en el fluido un plomo. (Ver fig. 1.6)

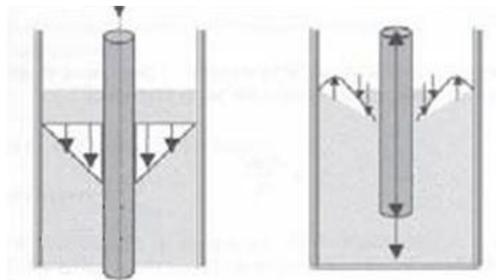


Figura 1.6. Fuerzas involucradas en un objeto de plomo a través del líquido

1.2.2. Viscosímetro Saybolt

Este equipo consiste en un recipiente destinado a contener el fluido cuya viscosidad se quiere determinar y donde en su parte inferior dispone un orificio de diámetro normalizado. Este recipiente se halla a su vez dentro de otro que le sirve de baño termostático para poder determinar viscosidades a distintas temperaturas. Está dotado de un sistema de calentamiento integrado. (Ver fig. 1.7)

En este equipo se mide el tiempo de vaciado de un volumen de muestra a través de un orificio calibrado. El viscosímetro Saybolt Universal sirve para líquidos que tengan entre 32 y 900 segundos de tiempo de vaciado (fuera de esos extremos se observan viscosidades erróneas).

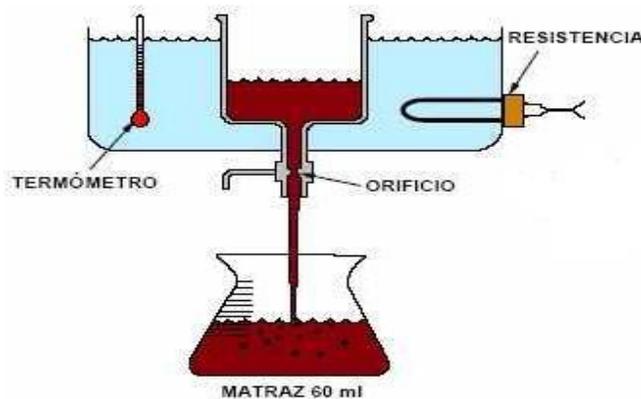


Figura 1.7. Ejemplo de viscosímetro Saybolt

1.2.3. Viscosímetros Capilares

Un viscosímetro capilar consta esencialmente de cuatro partes: un depósito de líquido, un capilar de dimensiones conocidas, un dispositivo de control y medida de la presión aplicada y un dispositivo para determinar la velocidad de flujo.

En la figura 1.8, se muestran dos recipientes conectados por un tubo largo de diámetro pequeño (D), conocido como tubo capilar. Conforme el fluido fluye a través del tubo, con una velocidad constante, el sistema pierde algo de energía, ocasionando una caída de presión que puede ser medida utilizando un manómetro

(h). La magnitud de la caída de presión está relacionada con la viscosidad del fluido.
[2]

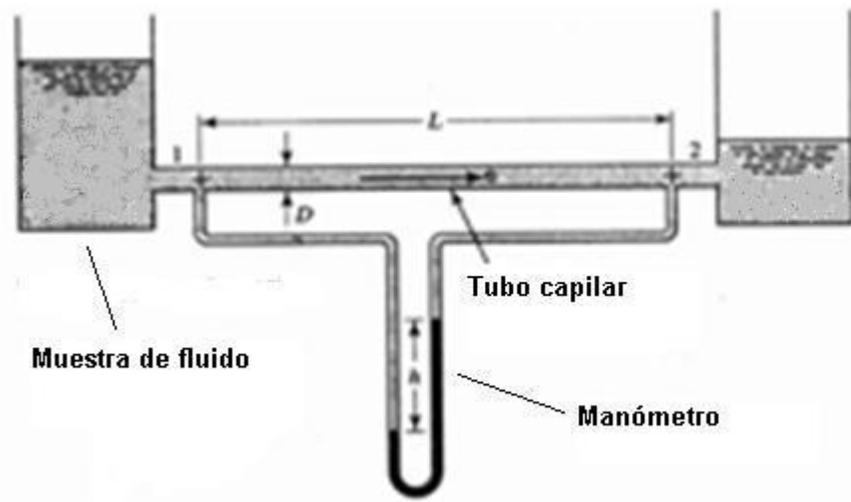


Figura 1.8. Viscosímetro mediante tubo capilar [2]

Los viscosímetros comerciales pueden dividirse en dos tipos principales: los viscosímetros de cilindro-pistón y los de capilar de vidrio. (Ver fig. 1.9)

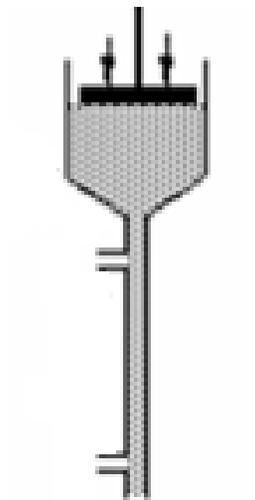


Figura 1.9. Viscosímetro de tubo capilar con pistón [6]

1.2.4. Viscosímetros Rotacionales

Los viscosímetros rotatorios utilizan el movimiento giratorio para conseguir un flujo de cizalla simple. El viscosímetro funciona cuando se hace girar el tambor exterior a una velocidad angular constante, mientras que el tambor interior se mantiene estacionario. Por consiguiente, el fluido que está en contacto con el tambor giratorio tiene una velocidad lineal, mientras que el fluido que está en contacto con el tambor interior tiene una velocidad cero. Se impone una consideración especial al fluido que se encuentra en el fondo del tambor, pues su velocidad no es uniforme en todos los puntos. Debido a la viscosidad del fluido, se presenta una fuerza de arrastre sobre la superficie del tambor interior que ocasiona el desarrollo de un par cuya magnitud puede medirse con un taquímetro sensible. Y con esos datos, puede ser calculada la viscosidad. [2] (Ver fig. 1.10)

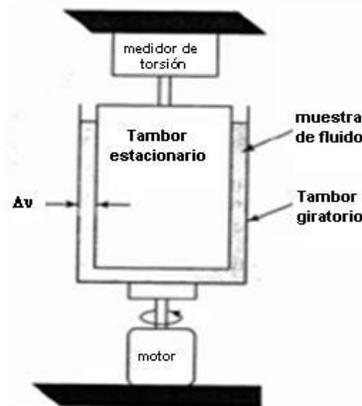


Figura 1.10. Viscosímetro rotatorio de tambor giratorio [2]

1.2.5. Viscosímetro Stormer

Este viscosímetro consta de dos cilindros concéntricos, siendo el interior móvil y el exterior fijo, entre las cuales se coloca el fluido cuya viscosidad se quiere determinar.

El cilindro interior puede girar por medio de un hilo enrollado en una polea y en cuyo extremo lleva un peso. Se puede deducir que, para este equipo, la viscosidad se expresa en función del par necesario para hacer girar el cilindro interior al dejar caer el peso y midiendo la velocidad con un tacómetro. (Ver fig. 1.11)



Figura 1.11. Actual viscosímetro Stormer

1.2.6. Viscosímetro Brookfield

Es un viscosímetro rotacional, provisto de dos tipos de rotores: cilíndricos y en forma de disco. El rotor se sumerge en el fluido en estudio y va acoplado, por medio de un resorte calibrado, a un motor de velocidad variable. Cuando el rotor gira, la deformación del resorte es proporcional al par necesario para vencer la resistencia viscosa del fluido en movimiento. Esta deformación se indica en un visor digital y es proporcional a la viscosidad del fluido. (Ver fig. 1.12)

Para un fluido de determinada viscosidad, la resistencia al movimiento será mayor a mayor velocidad o mayor tamaño de rotor. Por lo tanto, el rango mínimo de viscosidades se medirá con el rotor más grande girando a la máxima velocidad (100 rev/min), el rango máximo de viscosidades se medirá con el rotor más pequeño a la velocidad mínima (0,5 rev/min). Las medidas hechas con un mismo rotor a distintas velocidades permiten obtener las características viscosas del fluido.



Figura 1.12. Actual viscosímetro Brookfield [7]

1.2.7. Viscosímetro con principio de tubo de impedancia

El tubo de impedancia es un sistema que permite medir las propiedades de los materiales mediante la utilización de muestras, utilizando un método rápido y sencillo que permite reproducir perfectamente el coeficiente de absorción. Este tubo está provisto de un parlante, el cual produce ondas acústicas, las cuales viajan dentro del tubo y son reflejadas por la muestra de prueba; la fase de interferencia entre las ondas dentro del tubo, las incidentes y reflejadas desde la muestra de prueba, resultan en la formación de un patrón de ondas estacionarias dentro del tubo. (Ver fig. 1.13)

Se utilizó un transductor llamado Wilcoxon para medir tanto la fuerza, como la aceleración en el pistón, que actúa como controlador y receptor.

Señales tanto de fuerza como de aceleración, adquiridas en el dominio del tiempo, son la entrada en el analizador de señal para obtener aceleración y la fuerza compleja, así mediante un programa con cálculos, se obtiene la viscosidad.

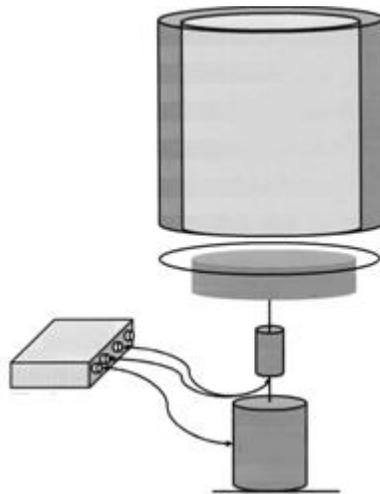


Figura 1.13. Sistema medidor de viscosidad aplicando principio de tubo de impedancia [3]

1.3. pH-metros

1.3.1. Indicadores

Es una técnica para medir el pH haciendo uso del hecho de que cambia el color de la tira dependiendo del pH de la sustancia. La comparación visual del color de una solución de ensayo con una carta de colores estándar proporciona un medio para medir el pH. (Ver fig. 1.14)

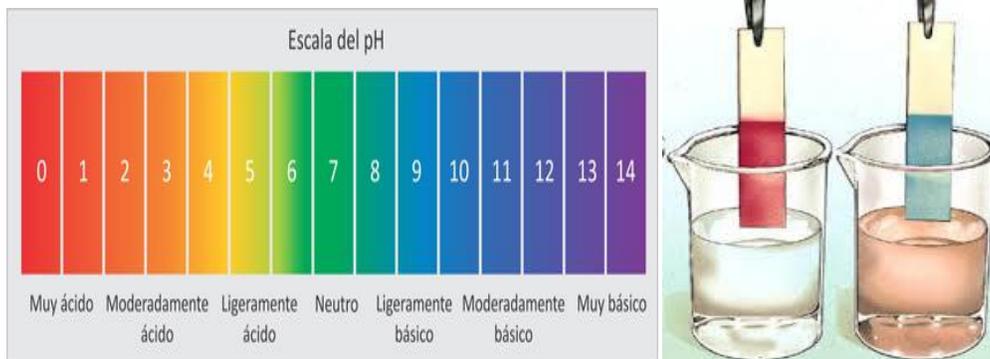


Figura 1.14. Tabla de colores para indicadores de pH [8]

1.3.2. Electrodo de Vidrio

Este electrodo de vidrio consiste de un par de electrodos, uno de plata/cloruro de plata y otro de vidrio sumergidos en la solución cuyo pH se desea medir. Cada uno tiene un potencial; uno de estos electrodos es el de referencia con un potencial constante independiente del pH; mientras que el otro electrodo es sensible al pH, la delgada membrana en el extremo del electrodo es la que responde a los cambios de pH y cambia el potencial del electrodo, por lo que se crea una diferencia de potencial entre el electrodo de referencia y el electrodo sensible al pH. [8] (Ver fig. 1.15)

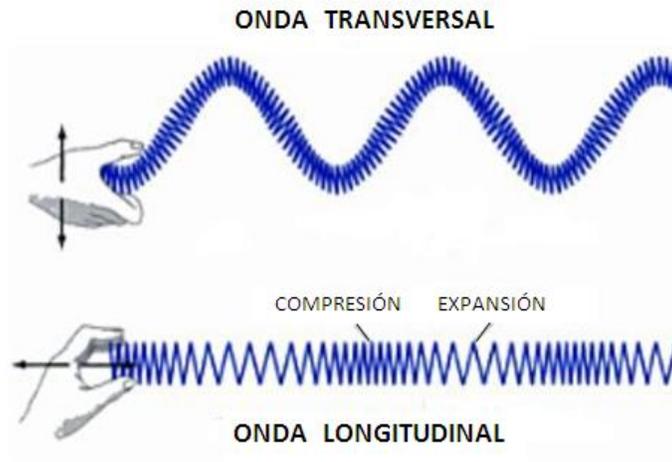


Figura 1.16. Ejemplo de onda transversal y onda longitudinal [9]

1.4.1. Antecedente para medición de Viscosidad y Densidad

La técnica utilizada para medir la densidad y viscosidad emplea un sensor piezoeléctrico, en el cual una punta cilíndrica tiene una parte sumergida en un líquido. Debido a un actuador externo, el líquido emite ondas longitudinales y transversales que hacen accionar la punta cilíndrica y mediante el sensor piezoeléctrico se realiza la medición. (Ver fig. 1.17)

Las ondas longitudinales (ondas de presión) son emitidas en el líquido por el extremo plano de la punta, la cual produce un cambio en la frecuencia de resonancia del sensor piezoeléctrico, debido a la masa del fluido en movimiento. Un fenómeno similar ocurre en donde una varilla vibra transversalmente, en el que el fluido perturba las oscilaciones de la varilla. Las ondas transversales (ondas de corte o cizalla), son también emitidas en nuestra geometría. Ellas producen una amortiguación adicional de las oscilaciones del sensor. La combinación de las dos ondas en el fluido (cizallamiento y compresión) permite que la punta sea sensible tanto a la viscosidad como a la densidad del fluido. [10]

En el capítulo 3 se explica a detalle el efecto piezoeléctrico y el funcionamiento de los sensores piezoeléctricos.

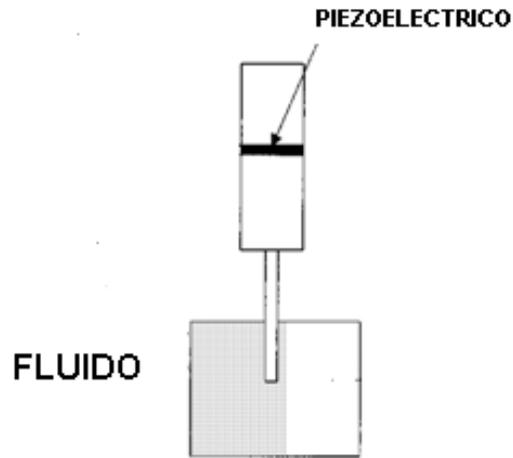


Figura 1.17. Ejemplo de punta haciendo compresión y cizalla en piezoeléctrico [10]

1.4.2. Antecedente para medición de pH

El medidor de pH tiene un electrodo que condensa los dos electrodos anteriores (Ver fig. 1.15) y se denomina electrodo combinado de vidrio. En este se unen físicamente el electrodo de vidrio y uno de referencia externo formando un único cuerpo físico. (Ver fig. 1.18)

Por fuera del tubo interno, se encuentra otro tubo, a modo de camisa, relleno con una disolución acuosa saturada en KCl, y en el tubo exterior se tiene un sistema correspondiente a un electrodo de referencia sensible a los iones Cl^- como el de plata/cloruro de plata, con una concentración de iones Cl^- fija, dada por la saturación de la disolución de KCl. Los tubos externo e interno se encuentran físicamente separados, pero iónicamente conectados, por medio del flujo de iones a través de una junta de cerámica o de epoxi. [11]

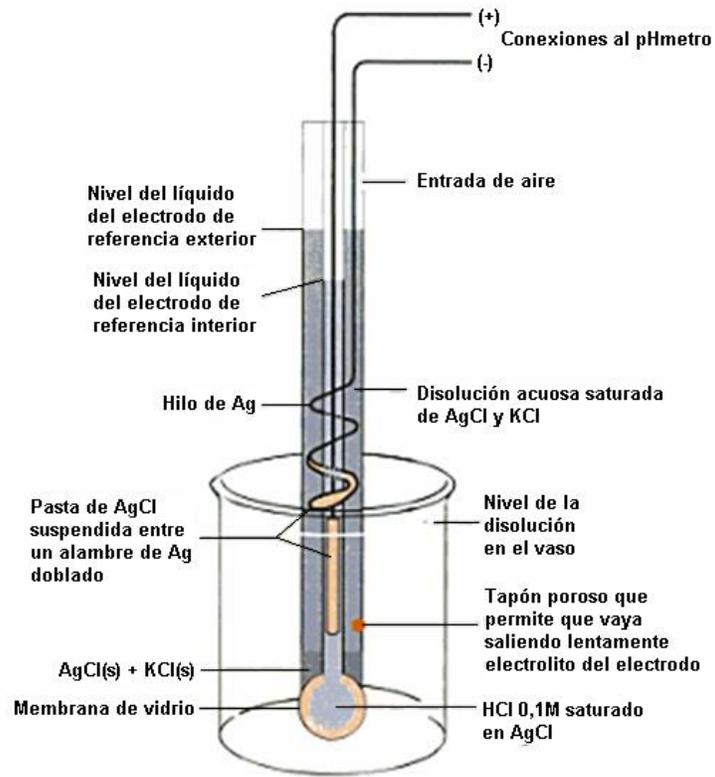


Figura 1.18. Electrodo combinado de vidrio [11]

La técnica que se utilizara en esta investigación es similar a los antecedentes, pero contiene múltiples cambios, ya que por tratarse de la medición en la sangre humana, se deberá ocupar materiales que puedan lavarse fácilmente y sean de menor peso.

Capítulo 2. Relación sangre humana - medición

La sangre es un tejido conjuntivo líquido que circula dentro del aparato cardiovascular a través de los vasos sanguíneos, transportando células y todos los elementos necesarios para realizar sus funciones vitales. La cantidad de sangre está en relación con la edad, el peso, sexo y altura. Un adulto tiene entre 4 y 6 litros de sangre, el 7% de su peso. (Ver fig. 2.1)

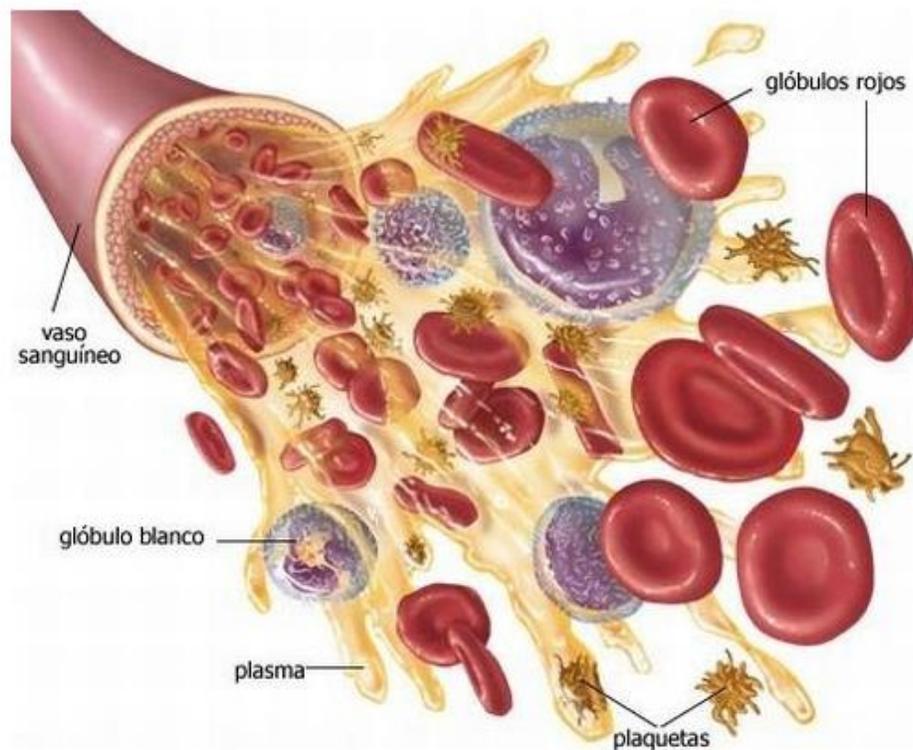


Figura 2.1. La sangre humana [12]

2.1. Función de la sangre humana

Como todos los tejidos del organismo, la sangre cumple múltiples funciones necesarias para la vida como la defensa ante infecciones, los intercambios gaseosos y la distribución de nutrientes. Para cumplir con todas estas funciones cuenta con diferentes tipos de células suspendidas en el plasma. [13]

Todas las células que componen la sangre se fabrican en la médula ósea. Ésta se encuentra en el tejido esponjoso de los huesos planos (cráneo, vértebras, esternón, crestas ilíacas) y en los canales medulares de los huesos largos (fémur, húmero). La sangre es un tejido renovable del cuerpo humano, lo cual quiere decir que la médula ósea se encuentra fabricando células sanguíneas, ya que éstas tienen un tiempo limitado de vida. En caso de determinadas situaciones de salud, esta “fábrica” puede aumentar su producción en función de las necesidades. Por ejemplo, ante una hemorragia aumenta hasta siete veces la producción de glóbulos rojos y ante una infección aumenta la producción de glóbulos blancos. [14]

2.2. Composición de la sangre humana

La sangre está compuesta por elementos formes o figurados (que son células y derivados celulares) y una matriz líquida con proteínas abundantes llamada plasma. (Tabla 2)

Los elementos formes comprenden los eritrocitos (hematíes), los leucocitos (glóbulos blancos) y los trombocitos (plaquetas). Los elementos figurados constituyen alrededor del 45% del volumen sanguíneo y los eritrocitos son casi el 99% de estos elementos. Los eritrocitos tienen la función de transporte e intercambio de oxígeno y dióxido de carbono en los otros tejidos del organismo. La mayor parte de los leucocitos abandonan la circulación para desempeñar sus funciones en el tejido conjuntivo, mientras que los eritrocitos funcionan dentro del aparato cardiovascular. Las plaquetas son indispensables para la hemostasia y la coagulación de la sangre. [15]

En este sistema nos enfocaremos a los elementos formes ya que son los causantes de la viscosidad y densidad de la sangre.

Tabla 2. Composición Sangre Humana

SANGRE HUMANA	Está compuesta por	PLASMA	Agua
			Iones
			Moléculas orgánicas
			Vitaminas
			Gases
		ELEMENTOS FORMES	Glóbulos rojos
			Glóbulos blancos
			Plaquetas

2.3. Viscosidad de la sangre humana

La viscosidad de la sangre humana aumenta drásticamente a medida que lo hace el hematocrito. Cuando el hematocrito aumenta hasta 60 o 70, como sucede en el caso de la policitemia, la viscosidad de la sangre puede ser hasta 10 veces mayor que la del agua y el flujo a través de los vasos sanguíneos se ve disminuido.

2.3.1. Hematocrito

El hematocrito es el porcentaje del volumen total de sangre que está compuesta por glóbulos rojos, es decir, se puede obtener como el volumen de concentrado de glóbulos rojos, dividido por el volumen total de la muestra de sangre, la cual puede ser calculada mediante la medición de las longitudes de las capas en el tubo. (Ver fig. 2.3)

La anemia es una enfermedad en la que la sangre tiene menos glóbulos rojos de lo normal. También se presenta anemia cuando los glóbulos rojos no contienen suficiente hemoglobina. La hemoglobina es una proteína rica en hierro que le da a la

sangre el color rojo. Esta proteína le permite a los glóbulos rojos transportar el oxígeno de los pulmones al resto del cuerpo.

La persona que padece anemia, su cuerpo no recibe suficiente sangre rica en oxígeno y como resultado, puede sentirse cansada o débil. También puede tener otros síntomas, como falta de aliento, mareo o dolores de cabeza.

La anemia grave o prolongada puede causar lesiones en el corazón, el cerebro y otros órganos del cuerpo. La anemia muy grave puede incluso causar la muerte. [16]

La policitemia es una enfermedad de la médula ósea que lleva a un incremento anormal en el número de células sanguíneas (principalmente glóbulos rojos), aunque las cantidades de glóbulos blancos y de plaquetas también se incrementan. (Ver fig. 2.2)

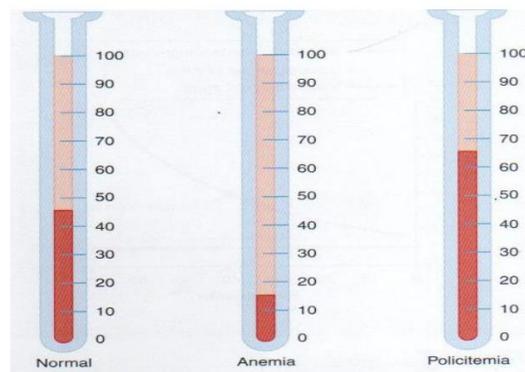


Figura 2.2. Hematocrito en una persona sana (normal) y en pacientes con anemia y policitemia [16]

Los síntomas más comunes son:

- Dificultad respiratoria al estar acostado.
- Mareo.
- Sangrado excesivo.
- Llenura en la parte superior izquierda del abdomen (debido a la hinchazón del bazo).
- Dolor de cabeza.
- Coloración rojiza, especialmente en la cara.
- Dificultad para respirar.

Algunos de estos síntomas se deben a un incremento en la espesura y coagulación de la sangre. (Ver fig. 2.3)

También puede tener otros síntomas como coloración azulada de la piel, fatiga, puntos rojos en la piel y problemas de visión. [17]

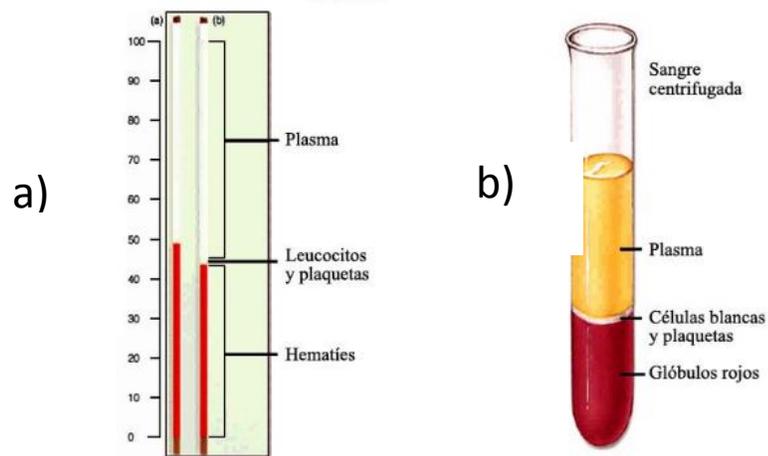


Figura 2.3. Hematocrito a) Escala, b) Centrifugada [16]

2.3.2. Efectos de la variación en la viscosidad de la sangre humana

Cuando una persona tiene variación en la viscosidad de la sangre, puede causarle calambres o dolor en las piernas, causadas por la mala circulación, una enfermedad llamada claudicación intermitente.

Otros factores que influyen en la viscosidad de la sangre incluyen la temperatura, donde un aumento en la temperatura da como resultado una disminución de la viscosidad. Esto es particularmente importante en la hipotermia, donde un aumento de la viscosidad de la sangre puede causar problemas con la circulación sanguínea.

Dependiendo del medio, los valores normales varían; siendo en la Costa, para la mujer entre 12 y 12,5 g/dL, y para el hombre entre 13 y 14,5 g/dL. En la Sierra es un poco más alta porque los requerimientos de oxígeno son mayores: en la mujer hasta 14 g/dL y en el hombre hasta 16 g/dL.

Cuando alguien sobrepasa esos valores significa que la viscosidad de la sangre está aumentada y, especialmente en las personas inactivas, se eleva el riesgo de formar

trombos (coágulos) en los vasos sanguíneos o en los pulmones. En el primer caso se denomina trombosis y en el segundo, embolia pulmonar. Por lo tanto, puede causar infarto al miocardio (músculo del corazón) o un infarto cerebral que puede ser fatal.

Y si la sangre está muy fluida, debido a que no tiene una coagulación adecuada por falta de plaquetas o por deficiencia de factores de coagulación, se tiene sus riesgos como el sangrado. [18]

La viscosidad dinámica, normal de la sangre humana es de 4×10^{-3} [Pa*s] aproximadamente, dependiendo de la temperatura.

2.4. Densidad de la sangre humana

La densidad de la sangre está relacionada con la cantidad de eritrocitos (glóbulos rojos o hematíes) por lo cual es menor en mujeres y en recién nacidos en comparación con la del hombre.

Los valores de densidad permiten señalar si una persona es obesa, hipertensa, alcohólica o fumadora.

Los valores normales son mostrados en la tabla 3:

Tabla 3. Densidad común de los hombres y mujeres

<i>Genero</i>	<i>Densidad sangre [g/L]</i>	<i>Densidad sangre [g/cm³]</i>
Hombre	1052 – 1060	1.052 – 1.060
Mujer	1050 – 1056	1.050 – 1.056

Incrementos en la densidad sanguínea pueden indicar deshidratación, o un incremento en los componentes celulares de la sangre. [19]

2.5. pH de la sangre humana

La escala del pH varía del 0 al 14, de forma que habitualmente se considera 7 como un valor de pH neutro; cuando baja de esta cantidad se trata de un pH ácido y cuando aumenta se considera un pH alcalino.

El pH de nuestra sangre debe ser ligeramente alcalino, lo que significa que el pH óptimo de la sangre humana debería oscilar entre 7.35 y 7.45. Sin embargo, como manifiestan muchos especialistas, la realidad es bien diferente: la mayoría de las personas de países desarrollados sufren acidosis (relación directa con nuestra alimentación, hábitos, salud emocional y la contaminación a la que diariamente estamos expuestos).

En el caso particular de la sangre, como indicábamos anteriormente, el pH óptimo de la sangre de nuestro cuerpo debe oscilar entre 7.35 y 7.45 (es decir, se trataría de un pH ligeramente alcalino).

Sin embargo, valores por debajo se consideraría un pH ácido, mientras que valores por encima de 7.45 serían un pH alcalino, pero si la alcalinidad llegase a 7.8 moriríamos, de la misma forma que si llega a 6.9 entraríamos en coma y más ácido falleceríamos.

2.5.1. Efectos de la variación de pH en la sangre humana

Cuando el pH de la sangre humana comienza a variar tendrá las siguientes consecuencias en el organismo y por tanto también en la salud:

- Disminución de la capacidad del organismo para absorber nutrientes esenciales, como los minerales.
- Disminución de la capacidad para producir energía en las células.
- Disminución de la capacidad para la reparación de las células dañadas.
- Mayor predisposición a sufrir cáncer.
- Disminución de la capacidad del organismo para desintoxicarnos de metales pesados.
- Es más susceptible a la fatiga, así como a padecer enfermedades. [20]

2.6. Descripción general del proceso de medición - sangre

El sistema contiene un actuador eléctrico, el cual hará vibrar el recipiente donde estará contenida la sangre. Las vibraciones causadas por el actuador las reciben cilindros huecos de plástico que están conectados con sensores piezoeléctricos y estos a su vez, por las características que tienen, estarán proporcionando las señales eléctricas para la medición.

El electrodo combinado de vidrio realiza la medición de pH sumergiendo la punta del mismo en la sangre, mediante su estructura interna proporcionará un voltaje dependiendo de la acidez o la alcalinidad de la sustancia, por ejemplo, si el electrodo nos da un valor de 0 Volts esto quiere decir que la sustancia tiene un ph de 7. Todo se detalla en el Capítulo 3.

Se resume el capítulo 2, en el siguiente diagrama de bloques, donde se observan las mediciones que hace cada sensor, y las enfermedades que puede tener un paciente, por alteraciones en los valores normales para el ser humano. (Ver fig. 2.4)

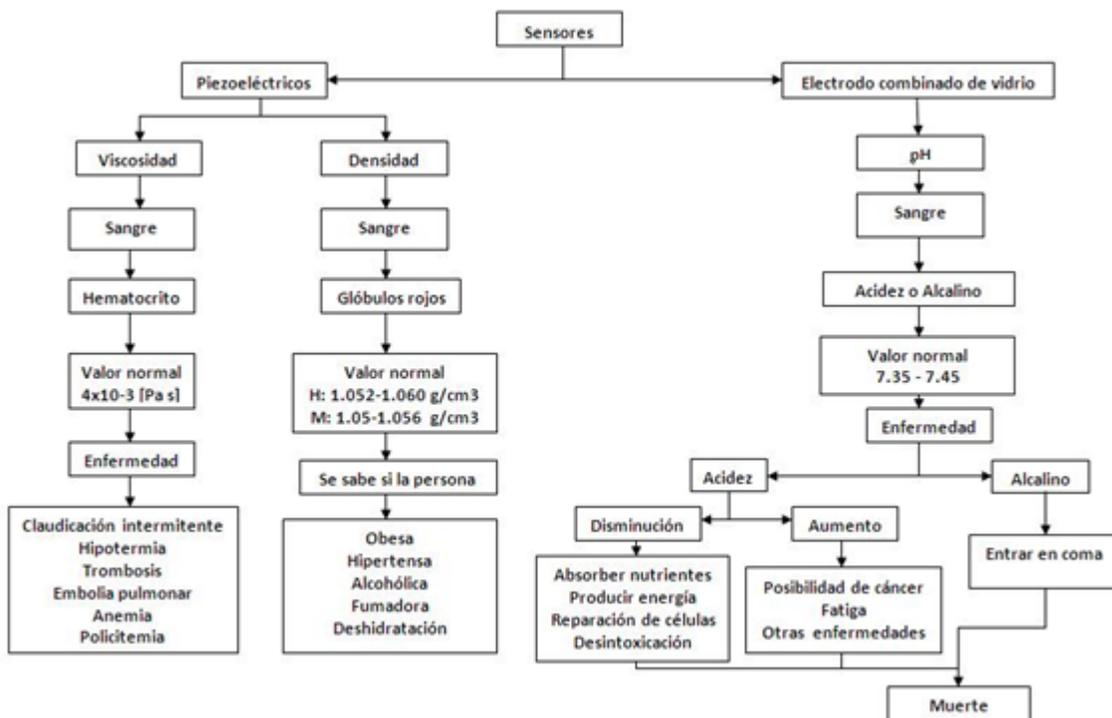


Figura 2.4. Diagrama de bloques medición - sangre

Capítulo 3. Etapas del desarrollo para la medición

En este capítulo se desarrollan las etapas para realizar las mediciones, comenzando con el diseño de fuentes que alimentara el sistema y después, se realiza el desarrollo de las etapas.

Siguiendo el diagrama de la figura 3.1, se desglosa el capítulo.

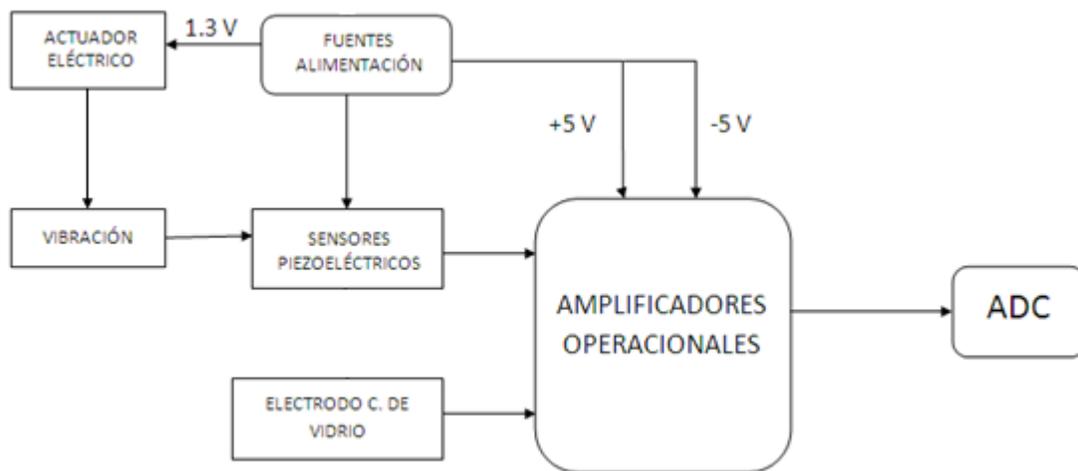


Figura 3.1. Diagrama de bloques de las etapas de medición

3.1. Actuador eléctrico

Un actuador es un dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico. La fuerza que provoca el actuador proviene de tres fuentes posibles: Presión neumática, presión hidráulica y fuerza motriz eléctrica (motor eléctrico o solenoide). Dependiendo del origen de la fuerza, el actuador se denomina “neumático”, “hidráulico” o “eléctrico”.

3.1.1. Diseño electrónico e implementación

En esta etapa se desarrollarán las fuentes de alimentación que se necesitan para el sistema y, también, lo necesario para la vibración de la muestra de sangre que se desea medir. El diagrama de bloques mostrado en la figura 3.2, detalla el desarrollo de esta etapa.

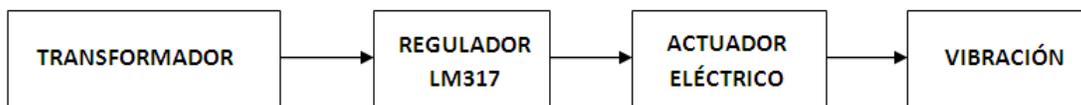


Figura 3.2. Diagrama de bloques para etapa del actuador eléctrico

Se comenzó por diseñar las fuentes de alimentación del prototipo, para lo cual, se determinó el consumo de energía de todo el sistema con ayuda de las hojas de datos técnicas de cada componente. (ANEXO 1,2,3,4,5). La tabla 4 muestra el consumo máximo de corriente de cada componente electrónico y eléctrico utilizado.

Tabla 4. Consumo máximo de corriente de los componentes en el sistema

Componente	Modelo	Consumo máximo de corriente [mA]
Amplificador operacional cuádruple	TL084	5.6
Amplificador operacional cuádruple	TL084	5.6
Amplificador de instrumentación	AD620	1.3
Convertor Analógico Digital	ADC0804	2.5
Convertor Analógico Digital	ADC0804	2.5
Tarjeta de desarrollo FPGA Cyclone Altera	Ep1C3144	200
Pantalla de cristal líquido	JHD162A	2
Motor compacto	-----	100
TOTAL		319.5

Para los componentes antes mencionados se utiliza un transformador con salida de 12 Volts, a 500 miliAmpere, y derivación central, suficiente para alimentar el sistema. (Ver fig. 3.3)

Se utiliza la derivación central para dividir a la mitad los 12 Volts a la salida del transformador, con lo cual, se construye una fuente de voltaje de ± 5 Volts con reguladores de voltaje; es decir, empleando un circuito integrado LM7805 para obtener 5 volts positivos y el LM7905 para obtener 5 volts negativos. (Ver fig. 3.4)

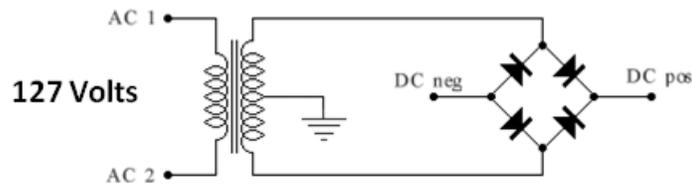


Figura 3.3. Transformador y puente de diodos

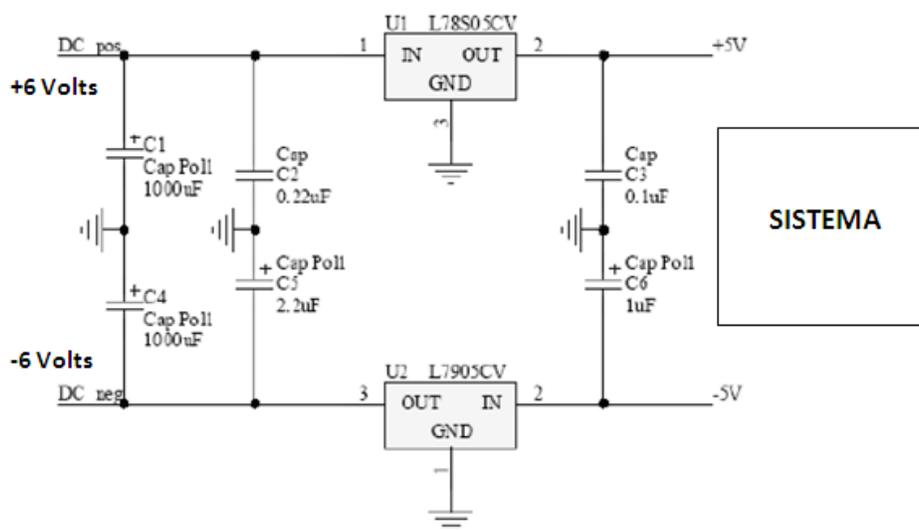


Figura 3.4. Fuentes reguladoras a ± 5 V

Además, se utiliza un circuito integrado LM317 que tiene una salida de voltaje variable, con la finalidad de alimentar el actuador eléctrico a 1.3 Volts. Se elige el LM317 ya que lo que se quiere es tener un voltaje mínimo para que el actuador

eléctrico no haga vibrar el líquido con mucha fuerza y lo saque de su recipiente. A la salida del puente de diodos, se ocupan 6 Volts positivos que serán la entrada del regulador LM317, con una configuración como la mostrada en la figura 3.5.

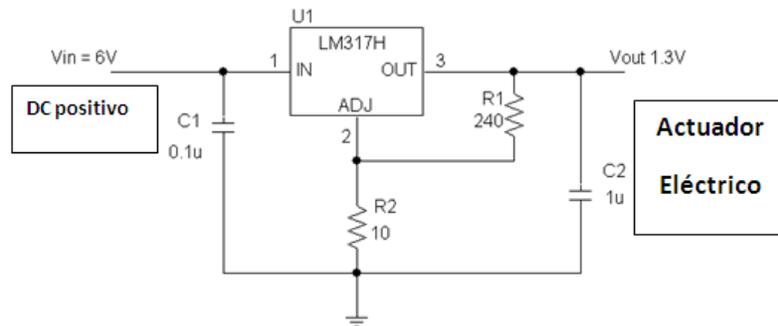


Figura 3.5. Esquemático de una fuente reguladora con LM317

Los valores utilizados, a excepción de R2, son los recomendados en la hoja de especificaciones, (Anexo 6). La R2 es la que ajusta el voltaje de salida, y su valor se calculó mediante la siguiente fórmula:

$$V_o = V_{ref} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (7)$$

Donde el $V_{ref} = 1.2V$ que es el voltaje mínimo de salida del regulador y por recomendación de la hoja de datos $R_1 = 240\Omega$, se sustituyen los valores en la ecuación 7 y se realiza el despeje, con lo cual, la $R_2 = 10\Omega$.

Ya con el voltaje necesario se procede a hacer la conexión y colocar el actuador eléctrico. Las dimensiones del actuador eléctrico son: 1.3cm x 0.4cm x 0.4cm. (Ver fig. 3.6)



Figura 3.6. Comparación de moneda con Actuador Eléctrico utilizado

El actuador se coloca en la parte inferior de la base donde va colocada la muestra de sangre, con la finalidad de que al aplicar un voltaje de 1.3V gire la masa que se encuentra en el rotor del motor, con lo cual, hace vibrar la base donde se encuentra el recipiente con la muestra de sangre para poder tener lecturas con los sensores piezoeléctricos.

3.2. Etapa de sensores piezoeléctricos

3.2.1. Efecto Piezoeléctrico

La piezoelectricidad es una propiedad que presentan aquellos materiales cuya estructura cristalina carece de centro de simetría. En ellos, además de la polarización inducida por un campo eléctrico exterior, se produce también la polarización bajo la influencia de una tensión mecánica. Este efecto se conoce como efecto piezoeléctrico directo y fue descubierto por los hermanos *Pierre* y *Jacques Curie* en 1880. Al deformar un material piezoeléctrico se produce un desplazamiento de las partículas cargadas, dando lugar a un momento dipolar en el material y, por influencia, cargas de signo opuesto en las superficies enfrentadas del mismo. El efecto se explica por el desplazamiento de iones.

Además, en los mismos cristales se da el efecto piezoeléctrico inverso, que da lugar a la deformación del material al aplicarle una tensión eléctrica. Cuando el material está sometido a un campo eléctrico aparecen fuerzas internas sobre las cargas que constituyen el cristal, y que hacen que dichas cargas modifiquen su posición, produciéndose una deformación mecánica del cristal. Este efecto fue estudiado por primera vez por *G. Lippmann*.

3.2.2. Sensor Piezoeléctrico

El principio de funcionamiento del sensor piezoeléctrico es el efecto piezoeléctrico directo, en el cual se recoge una fuerza mecánica y la transforma en una señal eléctrica. (Ver fig. 3.7)

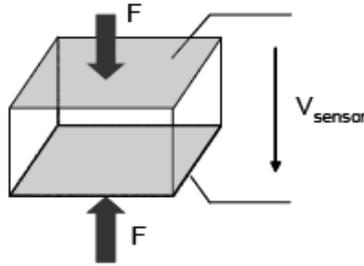


Figura 3.7. Principio del funcionamiento del sensor

En los sensores piezoeléctricos pueden diferenciarse dos modos de trabajo, en función de la frecuencia de la señal aplicada (tensión mecánica): el modo no-resonante y el modo resonante. El rango de frecuencias de trabajo del modo no-resonante engloba desde frecuencia cero (estático) hasta aproximadamente la mitad de la frecuencia de resonancia del sistema mecánico. Por otro lado, hay un tipo especial de sensores que trabajan en modo resonante porque son excitados a sus frecuencias de resonancia y se les conoce como transductores ultrasónicos. Sus aplicaciones son muy extensas: en acústica (altavoces, hidrófonos, micrófonos), biología (biosensores), medicina (ecografías), electrónica (líneas de retardo, fuentes de alimentación, osciladores, filtros).

3.2.2.1. Selección de sensor piezoeléctrico

.....

Se desea que el sistema sea lo más pequeño posible, al hacer investigación acerca de los sensores piezoeléctricos, se decide tener dos en consideración. El sensor LDT0-028K y el sensor Minisense 100, los cuales son muy similares en sus características como se observa en las tablas 5 y 6.

Tabla 5. Características principales de Sensor LDT0-028K

SENSOR PIEZOELÉCTRICO LDT0-028K	
<i>Sensibilidad</i>	200 mV/g
<i>Sensibilidad en resonancia</i>	4 V/g
<i>Frecuencia de Resonancia</i>	90 Hz
<i>Dimensiones</i>	2.5 cm x 1.3 cm x 0.25mm
<i>Costo</i>	\$ 50

Tabla 6. Características principales de Sensor Minisense 100

SENSOR PIEZOELECTRICO Minisense 100	
<i>Sensibilidad</i>	1.1 V/g
<i>Sensibilidad en resonancia</i>	6 V/g
<i>Frecuencia de Resonancia</i>	75 Hz
<i>Dimensiones</i>	1.7 cm x 0.5 cm x 0.40mm
<i>Costo</i>	\$ 60

Se decide utilizar el sensor Minisense 100 ya que es más sensible y de menor tamaño que el sensor LDT0-028K. La figura 3.8, muestra el sensor piezoeléctrico Minisense 100 para la medición de Densidad y Viscosidad; en la medición se ocupará el modo no-resonante.



Figura 3.8. Sensor Piezoeléctrico “Minisense 100” fabricado por Measurement Speacialties

3.2.3. Diseño electrónico y simulación

Los elementos del módulo electrónico para adquirir los datos de los sensores y enviar los datos para su procesamiento en el FPGA, se muestran en la figura 3.9.

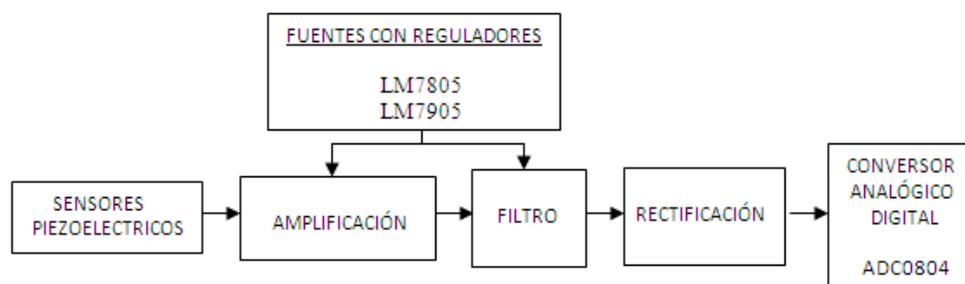


Figura 3.9. Diagrama de bloques para adquisición de señal en sensores

Para la etapa de sensores piezoeléctricos, se comienza por alimentar nuestros amplificadores operacionales, con las fuentes ya diseñadas de ± 5 Volts.

La señal obtenida de los sensores piezoeléctricos no puede pasar por la etapa de rectificación directamente, debido a que la amplitud de la señal es muy pequeña alrededor de 100mV, por lo que los diodos no conducirían. Primero, se realiza un acondicionamiento de señal con amplificadores operacionales (Amplificación y Filtrado). Para su correcta lectura de la señal, se realiza un pequeño offset mediante un divisor de voltaje, esto con la intención de tener de referencia una tierra para la amplificación como muestra la figura 3.10. Después, se coloca un filtro rechaza banda de 60 Hz para eliminar la frecuencia de la línea eléctrica ya que introduce ruido a la señal. (Ver fig. 3.11)

Para la amplificación se utiliza la fórmula de un amplificador no inversor y se busca una ganancia de 10. [21]

$$V_o = V_{in} \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (8)$$

Donde $R_1 = 10K$ y $R_2 = 100K$, para lograr una ganancia aproximada de 10.

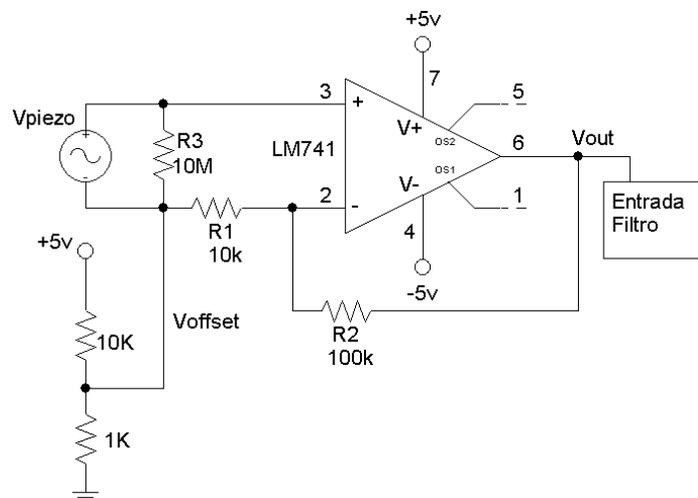


Figura 3.10. Configuración para adquisición de señal desde el sensor piezoeléctrico

Para el filtro se utiliza un filtro Notch, el cual como ya se mencionó, tiene como objetivo rechazar el ruido existente de la línea eléctrica u otros dispositivos que alteren nuestra señal en una frecuencia de 60 Hz. La figura 3.11, muestra la configuración para un filtro Notch.

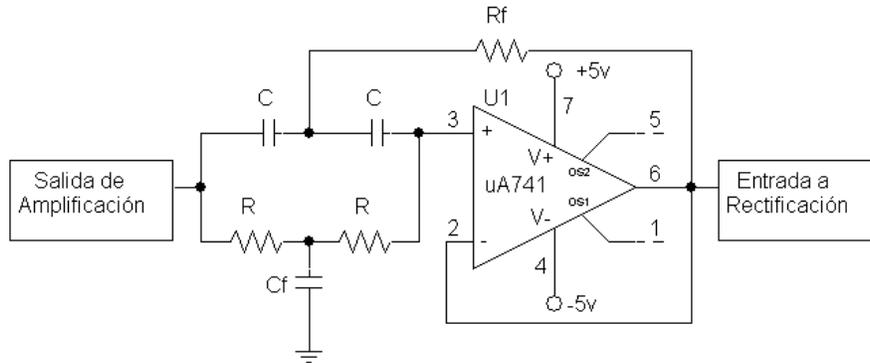


Figura 3.11. Configuración para filtro Notch

Donde $R_f = R/2$, y $C_f = 2C$.

Los valores de R y C se obtienen a partir de la frecuencia característica ω_0 . Tal como se muestra en la ecuación 9.

Si se propone un capacitor comercial de 100nF y la frecuencia que se quiere es de 60 Hz, entonces tenemos:

$$\omega_0 = \frac{1}{RC} \Rightarrow R = \frac{1}{2\pi f_0 C} \quad (9)$$

La R resulta de 26,525, valor comercial es 27K.

Por lo que para el circuito quedan los siguientes valores:

$C=100\text{nF}$, $R=27\text{K}$, $R_f=15\text{K}$ y $C_f=220\text{nF}$.

La figura 3.12, muestra el esquemático del circuito con la amplificación, offset y filtrado de la señal.

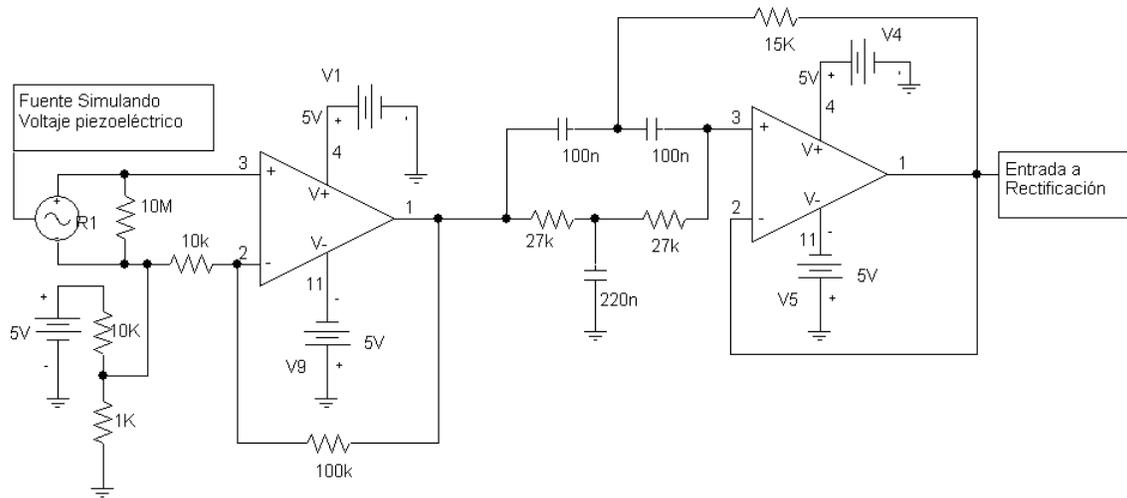


Figura 3.12. Esquemático del diseño electrónico para sensores piezoeléctricos, sin etapa de rectificación

Para la Rectificación, se coloca un puente de diodos y se coloca una resistencia a la salida del puente diodos simulando la carga, la cual se quitara cuando se coloque el ADC, se coloca también un capacitor en paralelo como se muestra en la figura 3.13, el capacitor es para lograr que la señal sea lo más constante posible en DC. (Ver fig. 3.14)

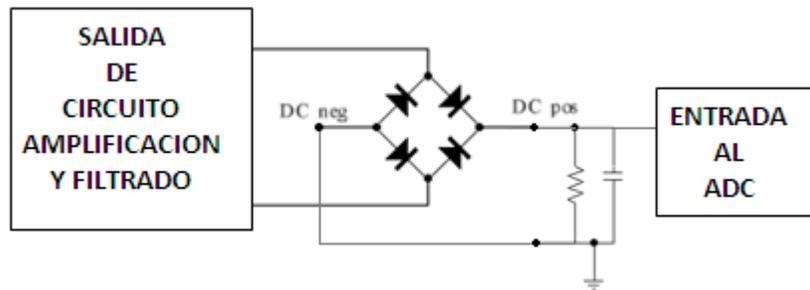


Figura 3.13. Esquemático de Puente de Diodos

Las Resistencia en la simulación tiene un valor de 100 ohms y el capacitor de 680u los cuales son valores comerciales.

La simulación del circuito completo, es con una señal senoidal de 100mV y una frecuencia de 20Hz, simulando la señal del sensor piezoeléctrico, a la salida del circuito, la simulación muestra lo siguiente. (Ver fig. 3.14)

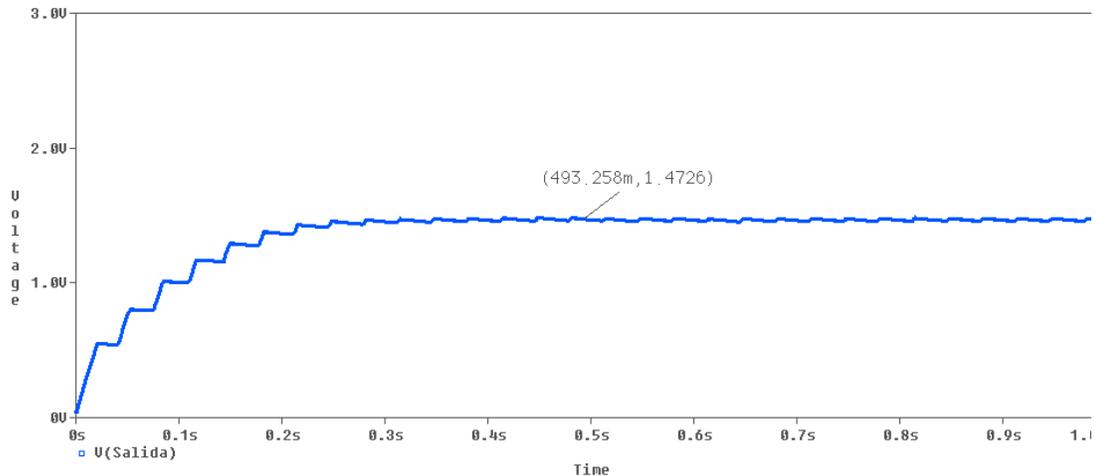


Figura 3.14. Simulación a la salida del circuito electrónico

Para la conversión de la señal resultante del circuito electrónico, se utiliza el dispositivo electrónico ADC0804, entra una señal analógica y el ADC da a la salida una señal digital de 8 bits. Se explica a detalle en el capítulo 4.

Ya terminado el diseño completo de la etapa de sensores piezoeléctricos, se comenzó con la etapa del electrodo combinado de vidrio para la medición de pH.

3.3. Etapa de electrodo combinado de vidrio

3.3.1. Funcionamiento

Una sonda para determinar pH (o electrodo combinado sensible a los protones) está formada por un único cuerpo de plástico o de vidrio, que contiene a los dos electrodos, que posteriormente se conectan al pH-metro. Por lo tanto, dicha sonda contendrá tanto al electrodo de referencia externo como al electrodo sensible a los protones, representado por una membrana de vidrio, la cual queda expuesta hacia el medio ambiente y es la que hace contacto con la muestra. Por otro lado, esta membrana encierra una solución de actividad constante, en contacto con un

electrodo de referencia interno. Así es como entre el potencial de referencia y el potencial sensible a los protones, crean la diferencia de potencial.

3.3.2. Selección de Electrodo combinado de vidrio

Se realizó la investigación de los diferentes electrodos combinados que existen y se elige decidir entre 4, sus características principales se observan en la tabla 7, los cuales se considera que son los más adecuados para integrarse al sistema y que no son tan costosos, ya que existen electrodos combinados de vidrio que llegan a costar hasta \$ 20, 000 pesos o más.

Tabla 7. Características principales de Electrodos combinados

Modelo de electrodo (marca)	Impedancia (Ω)	Cuerpo del electrodo	Costo
(FOXBORO) S71ph	10^3	Rypton o CPVC	\$ 3,400
(PICO-AMP) pH Electrode	10^{12}	Vinil	\$ 1,300
(PASCO) 699-195	10^{12}	Resina Epóxica	\$ 1,500
(OAKTON) WD-35801-00	10^{12}	Resina Epóxica	\$ 800

La señal de voltaje que proporciona el electrodo se encuentra en el rango de mili volts, y es de muy alta impedancia como se observa en la tabla 7, debido a la elevada resistencia del circuito del electrodo, que en realidad es una celda electroquímica.

El primer electrodo posee una baja impedancia, que sería una ventaja para el acondicionamiento de la señal en el circuito electrónico, pero el costo es muy elevado. Los electrodos siguientes poseen una alta impedancia, pero el costo es menor. Sin embargo, el cuarto electrodo presenta el costo más bajo, razón por la cual se seleccionó este electrodo combinado.

El electrodo combinado para la medición de pH que se utiliza, se muestra en la figura 3.15.



Figura 3.15. Electrodo combinado de vidrio utilizado (OAKTON WD-35801-00)

3.3.3. Diseño electrónico y simulación

Los elementos del módulo electrónico para adquirir la señal eléctrica y enviar los datos para su procesamiento en el FPGA, se muestran en la figura 3.16.

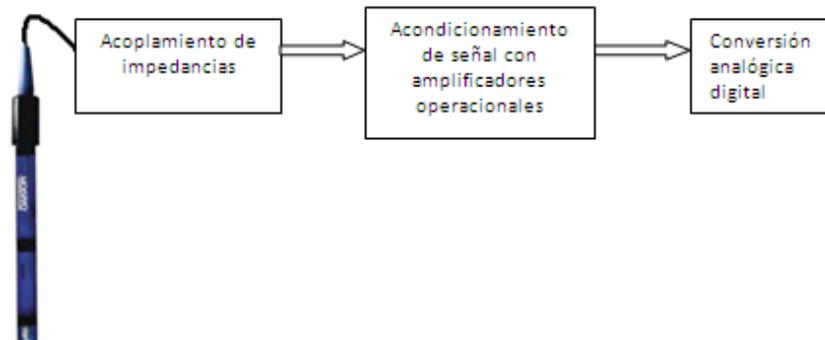


Figura 3.16. Diagrama de los procesos a seguir en etapa electrodo

El voltaje que suministra el electrodo es inversamente proporcional al pH de la solución, siendo cero en pH 7. La variación es de 59.2 mV por unidad de pH a 25°C. Esta ganancia de voltaje depende también de la temperatura, pero la variación es

muy pequeña, por lo que no se considera en el diseño del sistema de medición de pH de este prototipo. En la figura 3.17, se muestra el voltaje ideal que proporciona un electrodo de medición de pH, donde varía de 415mV a -415mV.

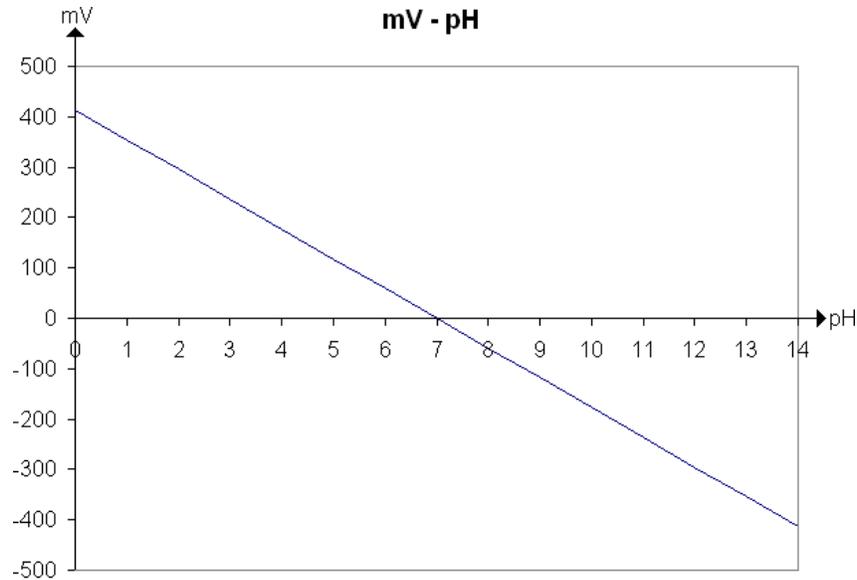


Figura 3.17. Voltaje ideal del electrodo de medición de pH

Sin embargo, en la práctica se presentan dos desviaciones del comportamiento teórico, que son:

1. Desviación del punto cero del electrodo, es decir, que para un pH de 7 el voltaje suministrado por el electrodo sea diferente de cero.
2. Desviación en la pendiente del electrodo, es decir que el voltaje suministrado por unidad de pH sea diferente al esperado (considerando una temperatura constante).

En la figura 3.18, se representa una desviación en el “punto cero del electrodo” (en pH 7), y una desviación en la ganancia de voltaje por unidad de pH, conocida como “pendiente del electrodo”.

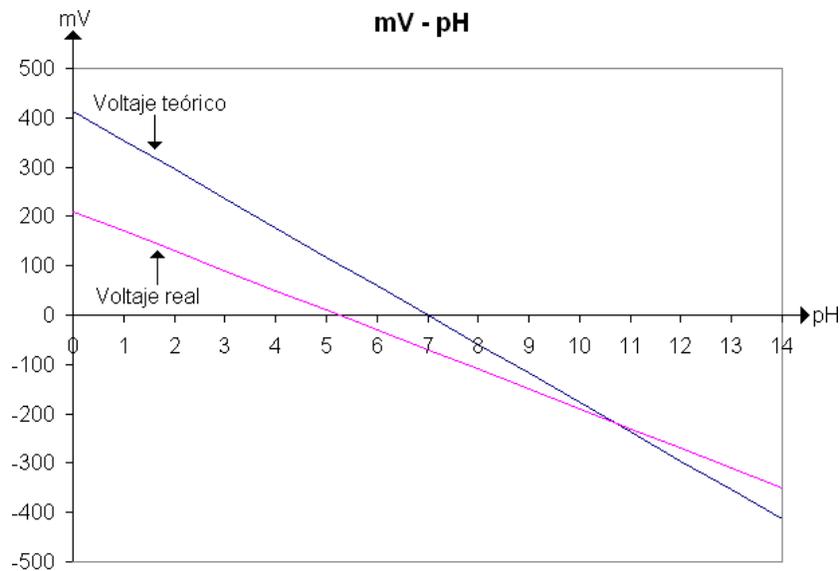


Figura 3.18. Voltaje real del electrodo de medición de pH

El valor neutro de pH es 7, y para este punto el voltaje proporcionado por el electrodo teóricamente debería ser 0 (por ello se le conoce como punto cero del electrodo). Sin embargo, en la realidad se presenta una desviación de este punto, la cual es usual, ya que representa las verdaderas características del electrodo de pH, por ello se realiza un ajuste del punto cero del electrodo, que consiste en hacer que el voltaje obtenido sea cero al estar inmerso el electrodo en una solución patrón de pH 7.

El ajuste de la pendiente del electrodo consiste en hacer variar la ganancia de voltaje que éste proporciona. Primero se hace el ajuste de cero, de forma que una vez hecho éste, al hacer el ajuste de pendiente no se vea afectado el punto cero del electrodo ajustado previamente.

Una vez realizado, se procedió al diseño electrónico, donde lo primero que se considera es el acoplamiento de impedancias, ya que el electrodo a la salida presenta una alta impedancia, alrededor de $10^{12}[\Omega]$, por eso es que se utilizó un circuito integrado AD620 el cual es un amplificador de instrumentación, que tiene una alta impedancia de entrada del orden de los giga ohms y una ganancia en voltaje elevada de hasta 1000 veces. Estos datos son obtenidos de la hoja técnica de especificaciones del integrado (Anexo 2), para este caso se utiliza una ganancia unitaria.

La etapa del acondicionamiento de señal se basa en los siguientes puntos:

1. Amplificación de señal
2. Ajuste de cero
3. Ajuste de pendiente
4. Inversión de señal

Para la amplificación de la señal se utiliza nuevamente la configuración de un amplificador no inversor a una ganancia de 5. [21] (Ver fig. 3.19)

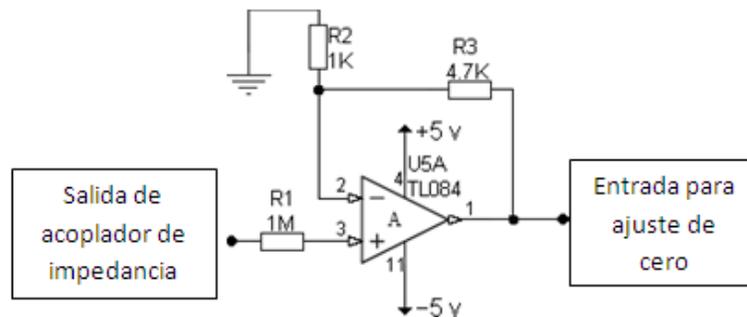


Figura 3.19. Amplificador no inversor para medición de pH.

En el ajuste de cero, se necesita ajustar el voltaje correspondiente a un pH neutro (7) a 0 volts. Se realiza con un amplificador operacional en configuración de restador no inversor, cuyo voltaje en la terminal inversora se regula con un potenciómetro, que en este caso se denomina ajuste de cero. En la figura 3.20, se muestra el circuito de ajuste de cero de la señal de pH. El voltaje de salida de este amplificador operacional se muestra en la ecuación 10. El voltaje de salida del divisor de tensión, conformado por R8, R9 y el potenciómetro P1, se muestra en la ecuación 11.

$$V_{out} = V_5 - V_6 = V_5 - V_{Potenciómetro} \quad (10)$$

$$V_{Potenciómetro} = 5.51 - 1.02 K_{POT\%} \quad (11)$$

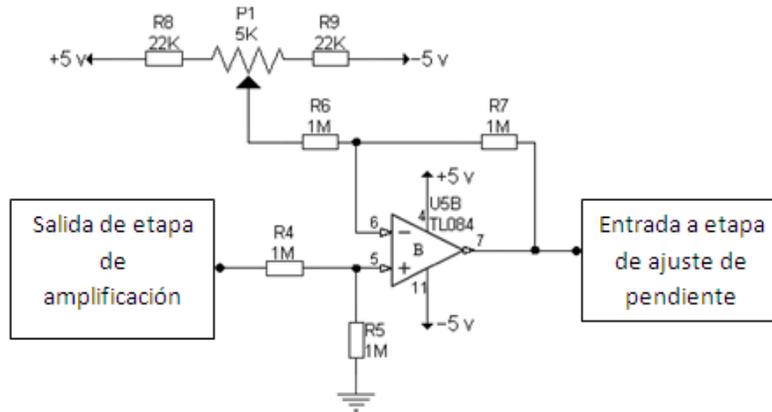


Figura 3.20. Ajuste de cero en la señal de pH

La etapa de ajuste de pendiente permite variar la ganancia de voltaje que proporciona el electrodo. En la primera etapa se realiza una amplificación de señal con una ganancia de 5 y para un correcto funcionamiento del electrodo la ganancia total del circuito debe ser alrededor de 10, por lo que en esta etapa se tiene una amplificación con ganancia pequeña y variable. Ver ecuación 12.

$$G_{Total} = G_{amplificación} * G_{Pendiente} = 5 * G_{Pendiente} = 10 \quad (12)$$

$$G_{Pendiente} = 2$$

La amplificación requerida es 2, sin embargo el circuito se diseña de modo que la ganancia pueda ser más grande para realizar el ajuste de pendiente del electrodo con un mayor margen. En la figura 3.21, se emplea el circuito amplificador no inversor para el ajuste de pendiente, cuya ganancia variable se determina en la ecuación 13.

$$V_{out} = V_{in} * \left(1 + \frac{POT}{R10}\right) = V_{in} * \left(1 + \frac{5K\Omega}{1K\Omega}\right) = 6 * V_{in} \quad (13)$$

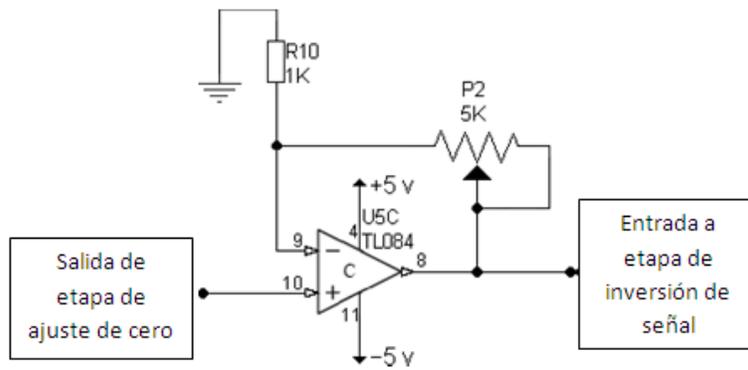


Figura 3.21. Ajuste de pendiente

Por último, se realiza la inversión de señal, se adapta voltaje en el rango de 0 a 5 volts para que se introduzca al ADC. Para ello se emplea el restador mostrado en la figura 3.22. El voltaje de salida del circuito se calcula con la ecuación 14.

$$V_{out} = V_{12} - V_{13} = V_{12} - V_{in} \quad (14)$$

La figura muestra la configuración del circuito empleado para invertir la señal de pH de modo que el incremento de voltaje sea directamente proporcional al incremento de pH.

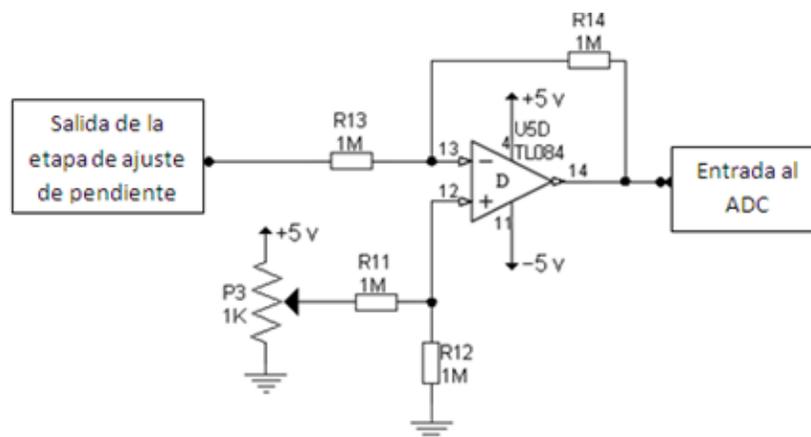


Figura 3.22. Circuito inversor de señal

El circuito completo del diseño electrónico para la medición de pH se muestra en la figura 3.23.

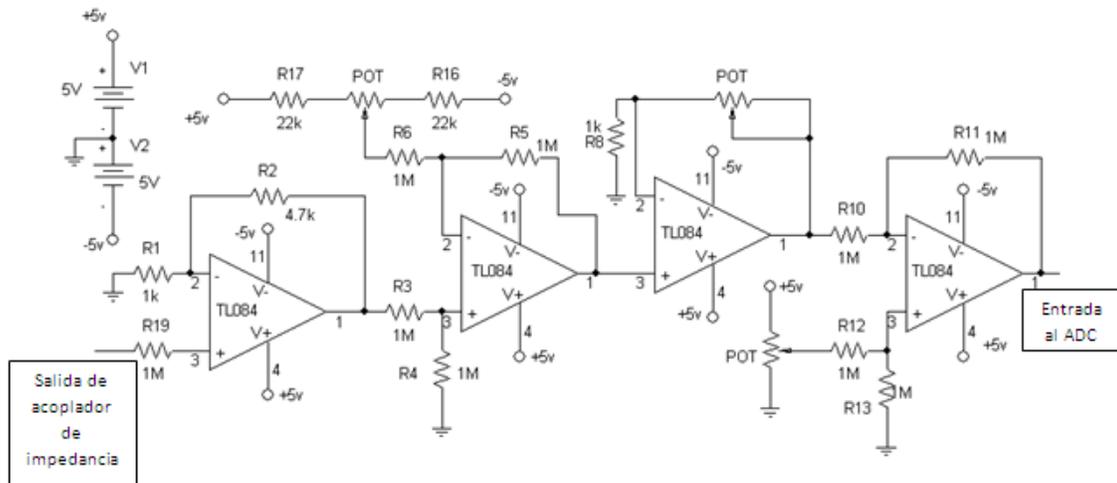


Figura 3.23. Circuito completo del diseño electrónico para medición de pH

En la figura 3.24, se muestra la simulación del circuito, a la entrada se coloca un voltaje de 415mV simulando la salida del electrodo combinado de vidrio (señal azul) y la otra señal simula la señal que sale del circuito electrónico diseñado (señal morada). En la misma simulación se mueven los potenciómetros de calibración para hacer el ajuste, para que en los 415mV a la entrada nos resulte un voltaje de 0 a la salida, lo que simulara un ph (0).

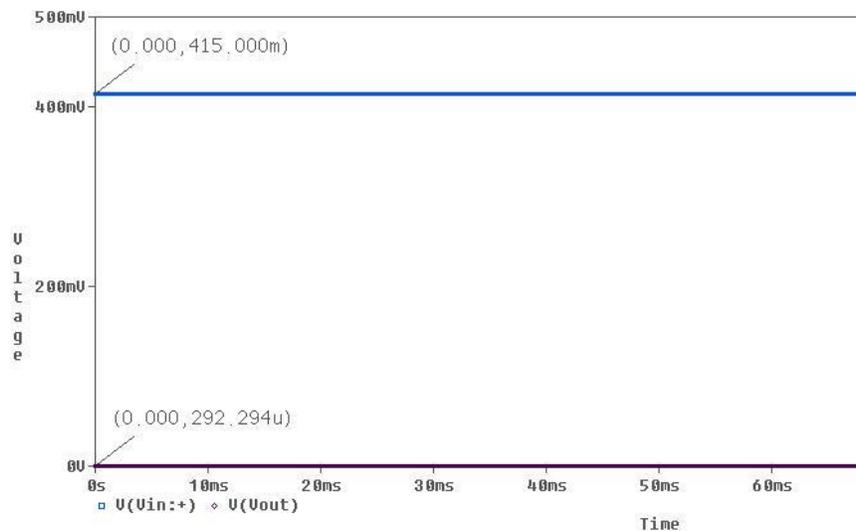


Figura 3.24. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de 415mV

En la figura 3.25 se observa que para una señal de entrada de 0 Volts (señal azul) en la salida del circuito electrónico resulta de 2.22 Volts (señal morada), eso significa que para un ph de (7) nuestro circuito da 2.22 Volts.

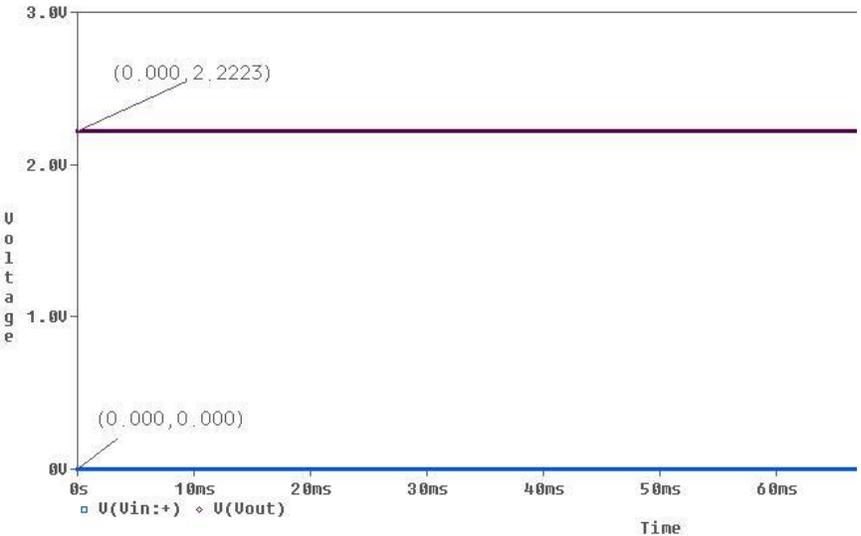


Figura 3.25. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de 0V

Para la figura 3.26, se ingresa a la entrada del circuito un voltaje de -415 milivolts, simulando un pH (14) en el electrodo combinado de vidrio (señal azul), a la salida del circuito electrónico resulta de 4.3 Volts (señal morada).

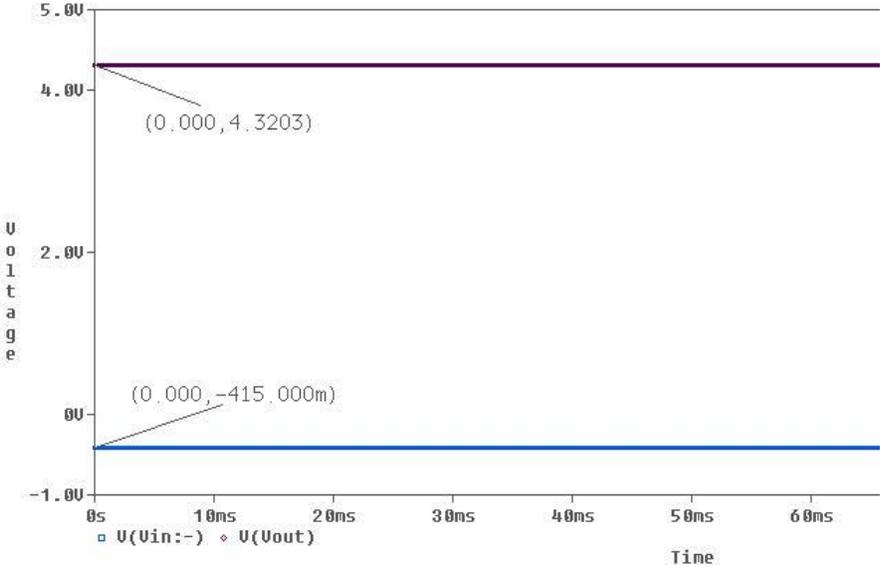


Figura 3.26. Simulación del circuito para medición de pH con entrada de -415mV

Las simulaciones resultan correctas a los cálculos y diseño electrónico, por lo que al final la recta de medición para el pH queda como se muestra en la figura 3.27.

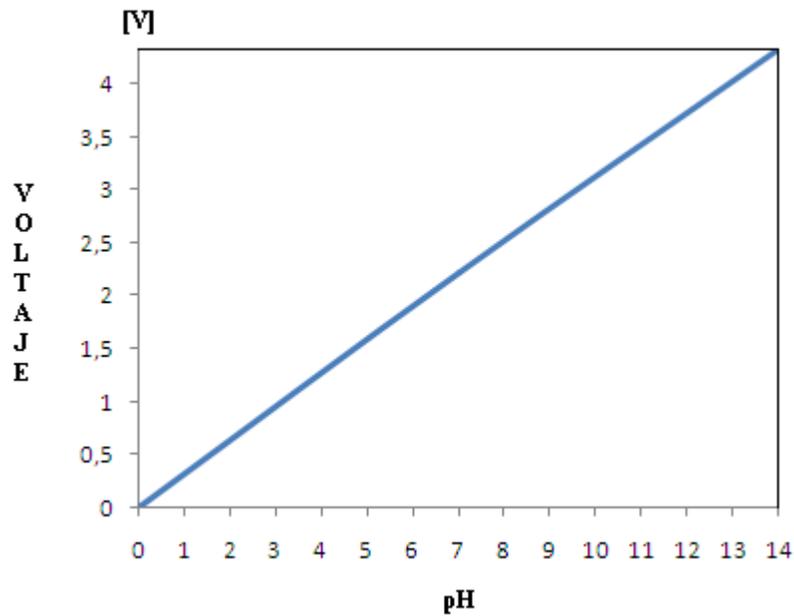


Figura 3.27. Gráfica de resultados aplicando circuito electrónico

Se observa como los resultados, para cada valor de pH, quedan positivos para su correcta lectura del ADC0804 en un intervalo de 0 a 4.3 Volts, para así ser ingresado al FPGA y después desplegar en la pantalla LCD el resultado de la medición. Como se verá en el siguiente capítulo.

Capítulo 4. Características y manejo de datos en el FPGA

4.1. Arquitectura FPGA

La arquitectura de un FPGA (Field Programmable Gate Array) consiste en arreglos de varias celdas lógicas, las cuales se comunican unas con otras mediante canales de conexiones verticales y horizontales. (Ver fig. 4.1)

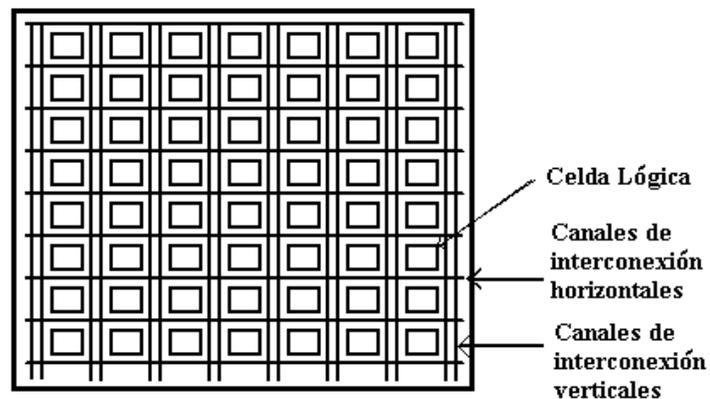


Figura 4.1. Arreglo de celdas en FPGA

La estructura de las celdas lógicas se ve fuertemente influida por la tecnología utilizada para fabricar el FPGA.

Las más importantes son las siguientes:

ANTIFUSE.- Al igual que la tecnología PROM son programables una sola vez y utilizan algo similar a un fusible para realizar las conexiones. Una vez que es programado éste ya no se puede recuperar. Al contrario que un fusible normal, estos

anti - fusibles cuando son programados producen una conexión entre ellos por lo que normalmente se encuentran abiertos. La desventaja es que no son reutilizables pero por el contrario disminuyen considerablemente el tamaño y costo de los dispositivos.

Un FPGA que tiene una gran cantidad de canales de interconexión tiende a tener celdas lógicas pequeñas, con muchas entradas y salidas en comparación con el número de compuertas que tiene la celda. Este tipo de FPGAs generalmente utilizan tecnología ANTIFUSE.

Celdas SRAM.- Las celdas SRAM son implementadas como generadores de funciones para simular lógica combinatorial, además, son usadas para controlar multiplexores e interconectar las celdas lógicas entre sí.

Un FPGA que tiene una estructura pequeña en canales de interconexión tiende a tener celdas lógicas grandes, con pocas entradas y salidas en comparación con el número de compuertas que tiene la celda. Este tipo de FPGA generalmente está hecho con tecnología SRAM.

Una arquitectura con celdas lógicas pequeñas nos permite utilizar totalmente los recursos del dispositivo. Sin embargo, si las celdas lógicas son demasiado pequeñas entonces sucede que tendremos que utilizar un gran número de estas en cascada para poder implementar funciones booleanas grandes, lo cual afecta porque, cada celda lógica en cascada, agrega un tiempo de retardo en la función implementada.

Cuando el tamaño de la celda lógica es grande sucede lo contrario. En este tipo de celdas lógicas es posible utilizar un gran número de compuertas por lo que podemos implementar funciones booleanas de varios términos con pocas celdas lógicas. El que el tamaño de la celda sea grande no afecta la frecuencia máxima de trabajo porque estamos hablando de que existe un gran número de compuertas que pueden ser usadas en la función al mismo tiempo, siendo el mismo tiempo de retardo para todas. En cambio cuando la celda lógica tiene pocas compuertas es necesario utilizar las compuertas de otra celda para poder implementar la misma función y se acumula el tiempo de retardo de las compuertas de la otra celda. Sin embargo, cuando las funciones son pequeñas en comparación con el tamaño de la celda no es necesario

utilizar todas las compuertas de la celda, por lo que este tipo de celdas no son precisamente las más indicadas para desempeñar pequeñas funciones.

La tecnología SRAM y ANTIFUSE son comúnmente utilizadas por la mayoría de los fabricantes. La tecnología ANTIFUSE es utilizada por Cypress, Actel, QuickLogic, y Xilinx. (Ver fig. 4.2, 4.3)

A continuación se muestra un ejemplo de Xilinx mostrando la tecnología ANTIFUSE.

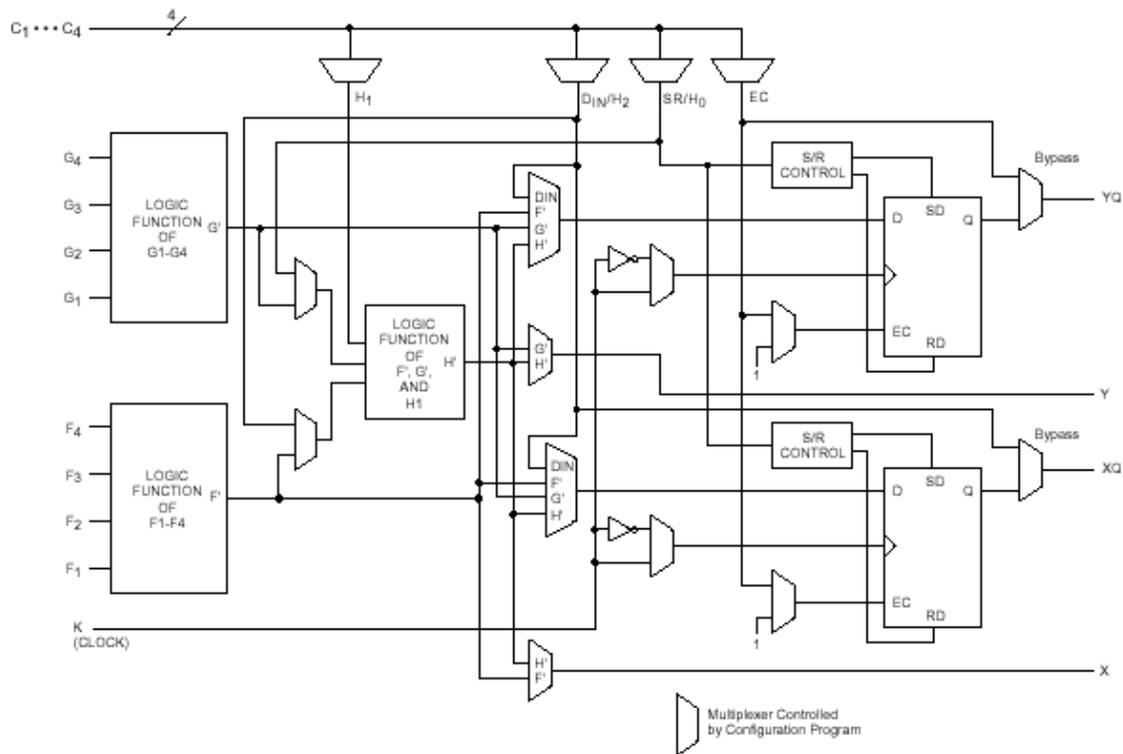


Figura 4.2. Bloque Lógico Configurable de la familia XC4000 de Xilinx, Inc.

A continuación se muestra un ejemplo de un módulo lógico de ACTEL. (Ver fig. 4.3)

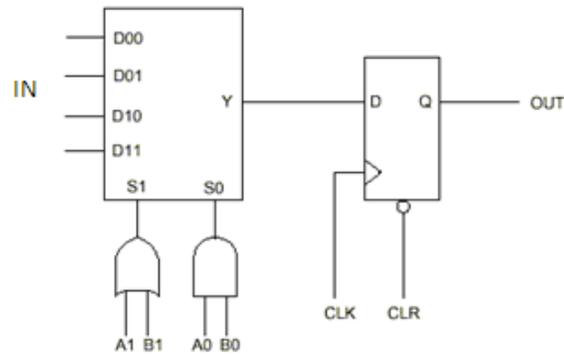


Figura 4.3. Módulo Lógico de la familia ACT3 de Actel Corporation

La tecnología SRAM es utilizada por Altera, Lucent Technologies, Atmel y otros, como se muestra en la figura 4.4.

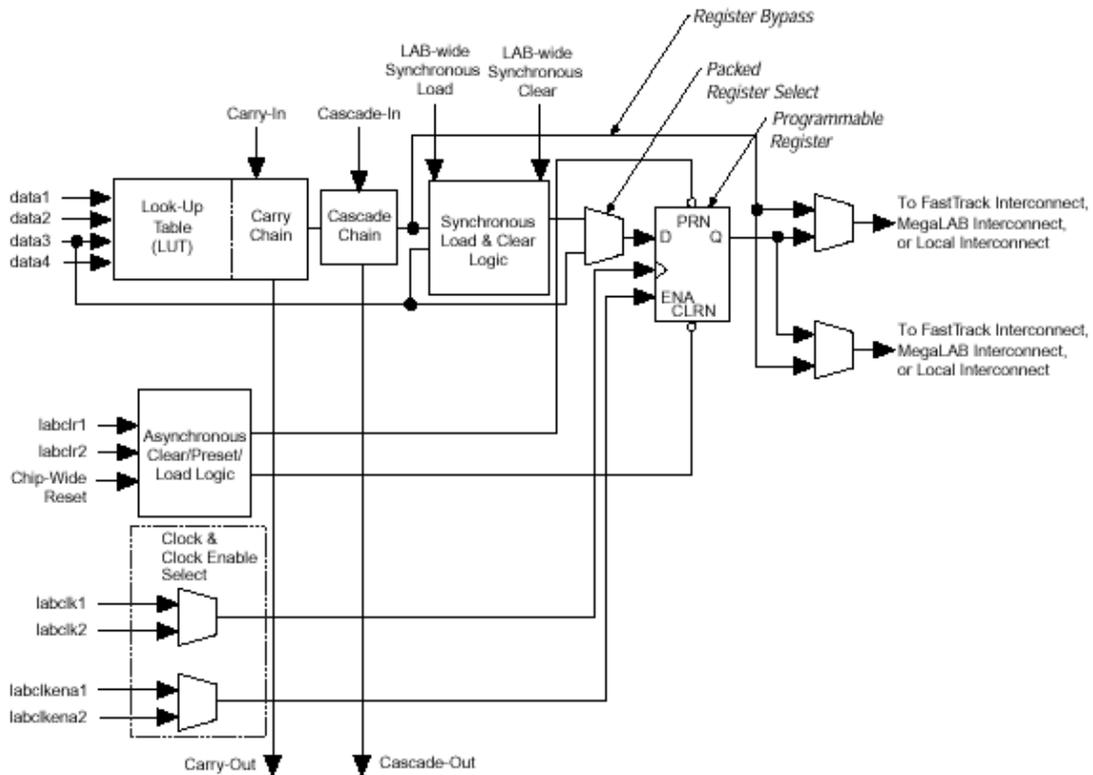


Figura 4.4. Elemento Lógico de la familia APEX20K de Altera Corporation

4.2. Lenguaje VHDL y programación

4.2.1. Lenguaje VHDL

VHDL es un lenguaje utilizado para describir circuitos en un nivel alto de abstracción el cual está siendo rápidamente aceptado como un medio estándar de diseño. VHDL es producto del programa *Very High Speed Integrated Circuit* (VHSIC) desarrollado por el Departamento de Defensa de los Estados Unidos a finales de la década de los 70's. El propósito era hacer un estándar para diseñar, modelar, y documentar circuitos complejos de manera que un diseño desarrollado por una empresa pudiera ser entendido por otra, además, que pudiera ser procesado por software para propósitos de simulación.

En diciembre de 1987 VHDL se estableció como el estándar IEEE-1076. En 1993 el estándar IEEE-1076 se actualizó y un estándar adicional, el IEEE-1164, fue adoptado. En 1996, el estándar IEEE-1076.3 se convirtió en un estándar de VHDL para síntesis siendo este el que se utiliza en el diseño de sistemas digitales.

En la actualidad VHDL es un estándar de la industria para la descripción, modelado y síntesis de circuito digitales. El mercado entero de síntesis ha alcanzado aproximadamente los 100 millones de dólares, con un crecimiento del 20% al 30% al año. Por esto, los ingenieros de la mayoría de las áreas de electrónica, si no es que todas, deben aprender a programar en VHDL para incrementar su eficiencia.

Lo que ha hecho que VHDL sea en un tiempo tan corto el lenguaje de descripción de hardware más utilizado por la industria electrónica, es su independencia con la metodología de diseño utilizada por cada programador, su capacidad de descripción a diferentes niveles de abstracción, y en definitiva la posibilidad de poder reutilizar en diferentes aplicaciones un mismo código.

4.2.2. Adquisición, manipulación de datos y programación

4.2.2.1. Adquisición de datos

.....

La digitalización de la señal acondicionada después de las etapas electrónicas en cada sensor, se realiza por medio del convertidor analógico a digital (ADC) de 8 bits. Se elige el convertidor analógico digital ADC0804 porque se considera que 8 bits son suficientes para la lectura de nuestra señal e ingreso al FPGA.

La resolución del ADC está dada por la ecuación 15

$$\text{Resolución} = \frac{V_{ref}}{2^n - 1} = \frac{(3000)mV}{(2^8 - 1)bit} = 11.76 \left[\frac{mV}{bit} \right] \quad (15)$$

Esta ecuación indica que cada 11.76 mV cambia de bit el convertidor, donde 0 le corresponde un valor binario de 0000 0000 y 3V le corresponde un valor binario de 1111 1111.

Es necesario saber la resolución del ADC ya que si no el FPGA no podrá interpretar los datos digitales que resultan del ADC, provenientes de la señal analógica desde las tres diferentes etapas.

En la figura 4.5 se muestran los pines del ADC0804 y se explica para que sirve cada uno.

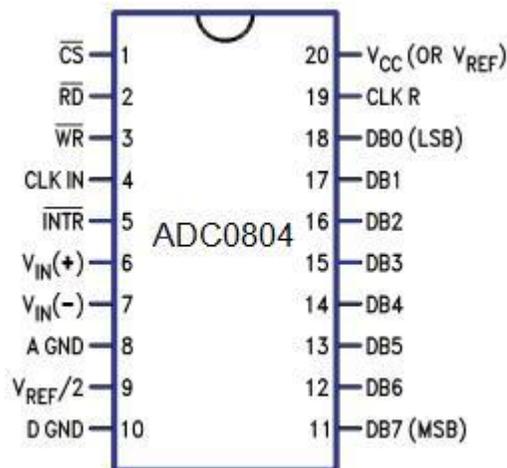


Figura 4.5. Pines ADC0804

- Pin1 Activa ADC; activo en bajo
- Pin2 Pin de entrada para iniciar lectura; Lógica negada
- Pin3 Pin de entrada para iniciar la conversión; Lógica negada
- Pin4 Pin de entrada del reloj, para darle reloj externo
- Pin5 Pin de salida; pasa a nivel bajo cuando la conversión se ha completado
- Pin6 Entrada no inversora analógica Vin (+)
- Pin7 Entrada de inversión analógica, normalmente tierra Vin (-)
- Pin8 Tierra (0 V)
- Pin9 Pin de entrada; define la tensión de referencia para la entrada analógica $V_{ref} / 2$
- Pin10 Tierra (0 V)
- Pin11 -18 bit salida digital D7
- Pin19 Utilizado con el reloj cuando se utiliza fuente de reloj interno
- Pin20 Tensión de alimentación (5V)

La conexión utilizada para que el FPGA reciba los datos se muestra en la figura 4.6, donde para obtener el V_{ref} de 3V, se conecta a la pata 9 un voltaje de 1.5V.

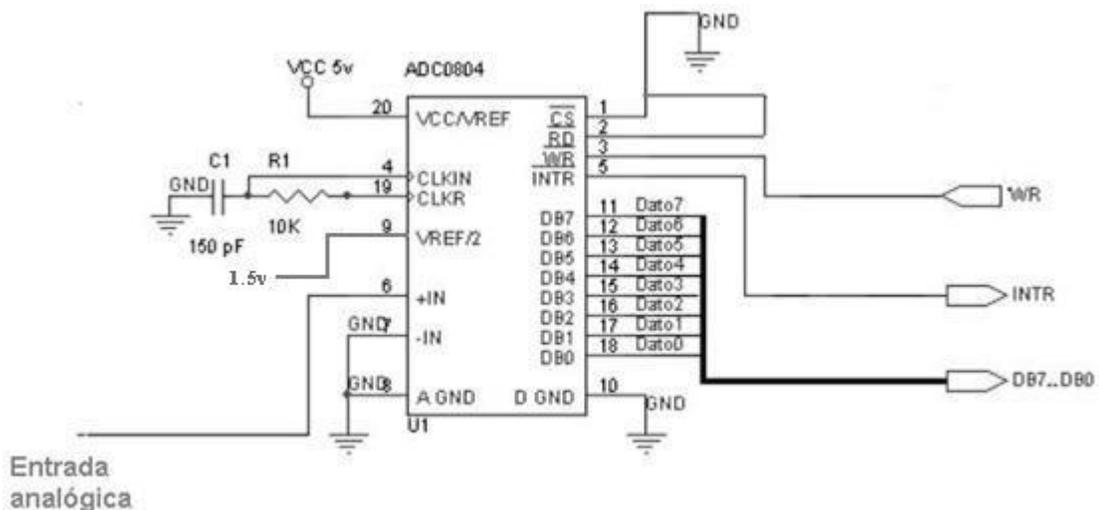


Figura 4.6. Conexión de entrada y salida de ADC0804 para FPGA

A continuación se realiza la programación para manipular el ADC y obtener los datos digitales.

Tabla 8. Menú interfaz hombre

Título_Med.	En este proceso se muestra en el LCD el título del sistema y se debe presionar el botón indicado para continuar.
Medic.	Se muestra en LCD la medición que se desea medir y el usuario debe escoger entre el botón 1, 2 o 3.
Intr_sangre.	Se muestra en el LCD la leyenda de colocar la sangre en el recipiente de medición y el usuario debe apretar el botón indicado para continuar.
Desea_C.	Se muestra en el LCD el texto de decidir si se desea calibrar la lectura en el electrodo y presionar el botón indicado, en caso de ser afirmativo o negativo.
Col_Liq_C.	Muestra el LCD leyenda que avisa que se debe colocar la solución calibradora y presionar botón para continuar.
Col_elect_L.	Avisa el LCD que se debe colocar el electrodo en el líquido calibrador y presionar botón en caso de estar listo.
Col_elect.	Avisa el LCD que se debe colocar el electrodo en el recipiente que contiene la sangre y presionar botón en caso de estar listo.
Col_sen_sup.	Avisa el LCD que se debe colocar el sensor piezoeléctrico superior, en caso de estar listo presionar botón para continuar.
Col_sen_inf.	Avisa el LCD que se debe colocar el sensor piezoeléctrico inferior, en caso de estar listo presionar botón.
Enc_Motor.	El LCD muestra en pantalla que se debe encender el actuador eléctrico para comenzar con la vibración y presionar botón para continuar.
Resultado_V.	El LCD muestra en pantalla el resultado de la Viscosidad y pregunta si se desea realizar otra medición, dependiendo de la decisión se presiona el botón mostrado.
Resultado_D.	El LCD muestra en pantalla el resultado de la Densidad y pregunta si se desea realizar otra medición, dependiendo de la decisión se presiona el botón mostrado.
Resultado_C.	El LCD muestra en pantalla el resultado de la medición de pH y pregunta si se

	desea volver a calibrar o continuar con la medición de la sangre, dependiendo de la decisión se presiona el botón mostrado.
Resultado_P.	El LCD muestra en pantalla el resultado de la medición del pH y pregunta si se desea realizar otra medición, dependiendo de la decisión se presiona el botón mostrado.

OPERACION

El siguiente diagrama de flujo (Ver fig. 4.8), muestra como se realizan los procesos en la operación de los resultados.

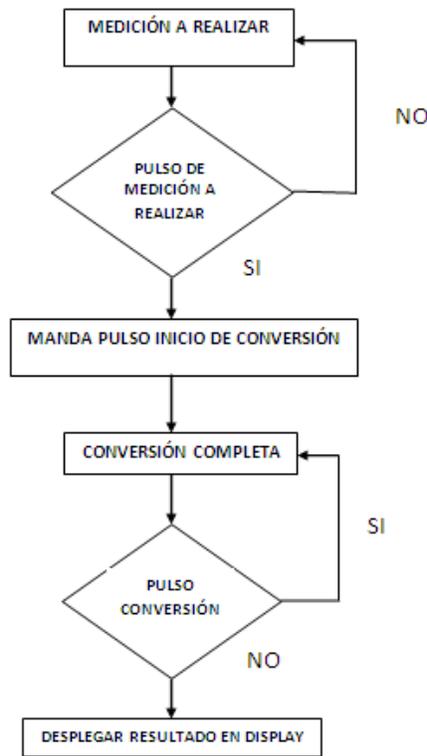


Figura 4.8. Diagrama de flujo para la operación del FPGA

La descripción de procesos para la adquisición de datos de la figura 4.8. se describe en la tabla 9.

Tabla 9. Menú de la Operación

Medición a realizar	En este proceso, el FPGA espera el pulso de que medición es la que el usuario desea realizar y en base al botón apretado se recibe los datos.
Manda pulso inicio de conversión	En este proceso, el FPGA manda pulso al pin 3 del ADC para que inicie la conversión de analógico a digital.
Conversión completa	En este proceso, el FPGA espera el “0” proveniente del pin 5 que indica que la conversión se ha completado.
Desplegar Resultado en Display	En este proceso, el FPGA ya teniendo la señal digital, muestra en pantalla el resultado obtenido dependiendo de los bits.

El FPGA que se utiliza es de la familia Cyclone de ALTERA, es el primero de esa familia, su modelo es el EP1C3144, se decide ocupar este dispositivo, ya que inclusive existiendo ya mas tecnológicos, es un dispositivo que es adecuado al sistema, como se ve en la tabla 10, donde se observa que sus características se exceden para el sistema.

Tabla 10. Características principales de FPGA

FPGA Cyclone EP1C3T144C6	
Frecuencia de Operación	33 MHz
Velocidad de Procesamiento	311 Mbps
Memoria de datos RAM	59,904 bits
Número de terminales de I/O para usuario	104

En la Figura 4.9, se muestra la tarjeta de desarrollo con el FPGA y acoplado el LCD Display, los cuales se utilizan para este prototipo.



Figura 4.9. Tarjeta de desarrollo de FPGA con Display.

Capítulo 5. Integración e Implementación

5.1. Integración del sistema

Como se ve en el capítulo 3, lo primero que se realiza, es colocar el actuador eléctrico en la base, para que realice la vibración. La base es donde se coloca el recipiente de la muestra de sangre; mediante la vibración, los cilindros de plástico interactúan con los sensores piezoeléctricos.

En la Figura 5.1 se muestra la base junto con una solución líquida y a su lado, está el pilar donde se colocan los sensores piezoeléctricos para así, obtener el resultado de Densidad o Viscosidad, ya sea lo que se desee medir. El sensor piezoeléctrico para medir la Viscosidad es el superior, este se encuentra paralelo a toda la base del sistema para recibir las ondas transversales. El sensor piezoeléctrico inferior es el encargado de medir Densidad, este se encuentra perpendicular a toda la base del sistema para recibir las ondas longitudinales.

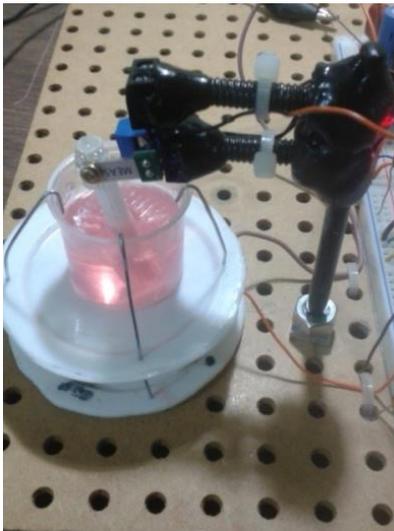


Figura 5.1. Sistema funcionando con sensor piezoeléctrico para densidad

En el caso del electrodo, el líquido a medir se puede retirar de la base de vibración, lo cual permite, colocar la punta del electrodo que es sensible al pH, y después conectarse al circuito mediante su cable con conexión BNC. (Ver fig. 5.2)



Figura 5.2. Electrodo inmerso en el líquido

El resultado en las mediciones después del ADC, se observa por el encendido de los leds, los cuales, indican la salida en binario de las mediciones, como se muestra en la figura 5.3.

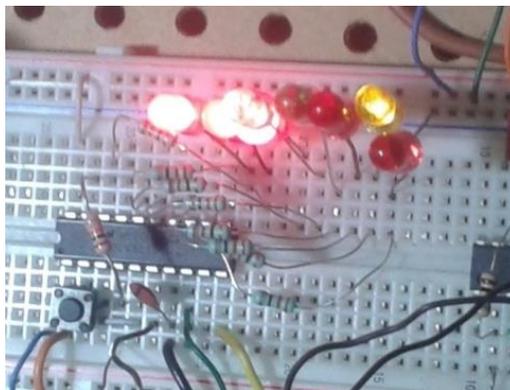


Figura 5.3. Prueba de salida binaria del ADC con leds

La integración del sistema se muestra en la figura 5.4, donde se observa los circuitos electrónicos diseñados en los capítulos anteriores, se prueban en una tableta protoboard para después pasar a soldarse.

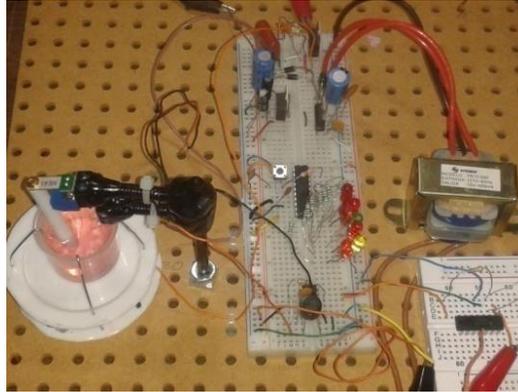


Figura 5.4. Circuito electrónico con etapas integradas

Por último se prueba el código en el FPGA, se observa los menús desplegados en la pantalla LCD, como se muestra en la figura 5.5.



Figura 5.5. Menú y textos en pantalla LCD

Al haber realizado y probado el sistema en sus diferentes etapas (Viscosidad, Densidad y pH), se comienza a soldar los componentes electrónicos, esto para evitar ruido y posibles movimientos de cables en la protoboard, lo cual provocara errores en la medición para las pruebas finales y análisis de resultados.

En el Anexo 9 se muestran fotos de cómo se hace la integración de todo el sistema.

5.2. Implementación del sistema

La Figura 5.6 muestra el prototipo modelado en 3D y en base a este modelo se diseñó la estructura del sistema físico.

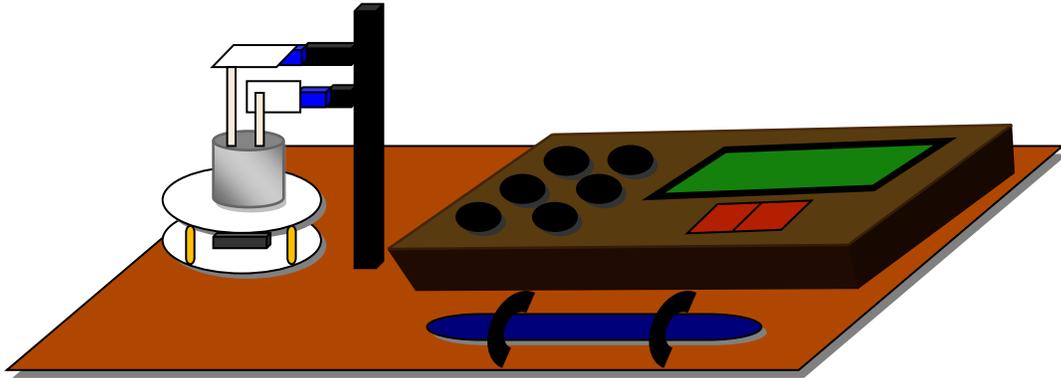


Figura 5.6. Prototipo de modelado en 3D

En la figura 5.7 se observa el sistema final físico basado en el modelado en 3D de la figura 5.6.



Figura 5.7. Prototipo del Sistema Completo

En la figura 5.7 se pueden observar los dos sensores para medir Viscosidad y Densidad, también se observan el electrodo combinado para la medición de pH y se observa la tarjeta de desarrollo donde se encuentra el FPGA y el LCD, la foto se tomo con una muestra de sangre en el recipiente de 10mL.

Ya el sistema armado completamente, se comienza a realizar pruebas y observar los resultados para su análisis.

5.2.1. Pruebas y caracterización del prototipo

5.2.1.1. Pruebas y caracterización de la medición de Viscosidad

.....

Se comienza por realizar la prueba para el sensor piezoeléctrico de Viscosidad, mediante un osciloscopio, se observa la salida después del circuito electrónico. Las pruebas se realizan con diferentes sustancias líquidas, esto para poder crear una tabla y comparándola con la tabla de sus viscosidades teóricas, saber si las mediciones son correctas o el sistema está dando información falsa. Las pruebas se realizan con Alcohol isopropílico, Acetona, Agua Destilada, Sangre y Vinagre, la tabla 11 muestra los valores teóricos para viscosidad de estos líquidos.

Tabla 11. Viscosidades teóricas

VISCOSIDAD [Pa*s] T=25°C	
Acetona	0.316×10^{-3}
Agua	1.01×10^{-3}
Vinagre	1.22×10^{-3}
Alcohol isopropílico	2.08×10^{-3}
Sangre	4×10^{-3} T=36°C

En la figura 5.8 se observan mediciones de la señal eléctrica de Viscosidad, para la acetona, agua destilada, vinagre y alcohol isopropílico, donde se puede observar el voltaje de cada uno.

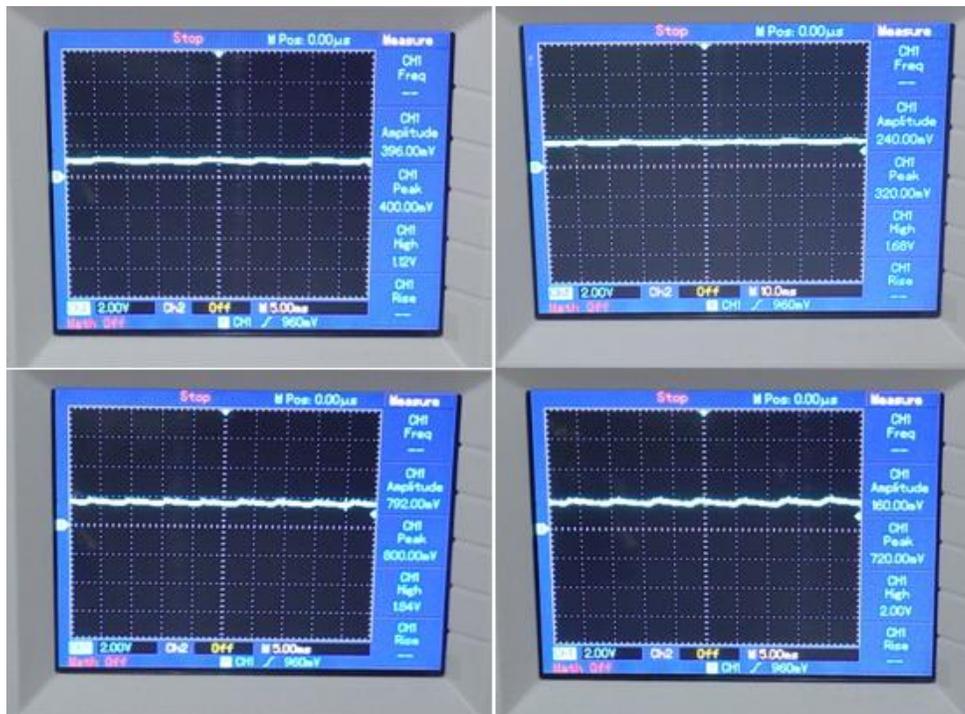


Figura 5.8. Resultado de Viscosidad en diferentes líquidos

La primera imagen es la señal eléctrica que resulta de la medición de Acetona, a la derecha es con respecto al agua destilada, la primer imagen de abajo es para el vinagre y la última el alcohol isopropílico.

En la figura 5.9 se muestra el resultado de la medición de Viscosidad de la Sangre Humana.

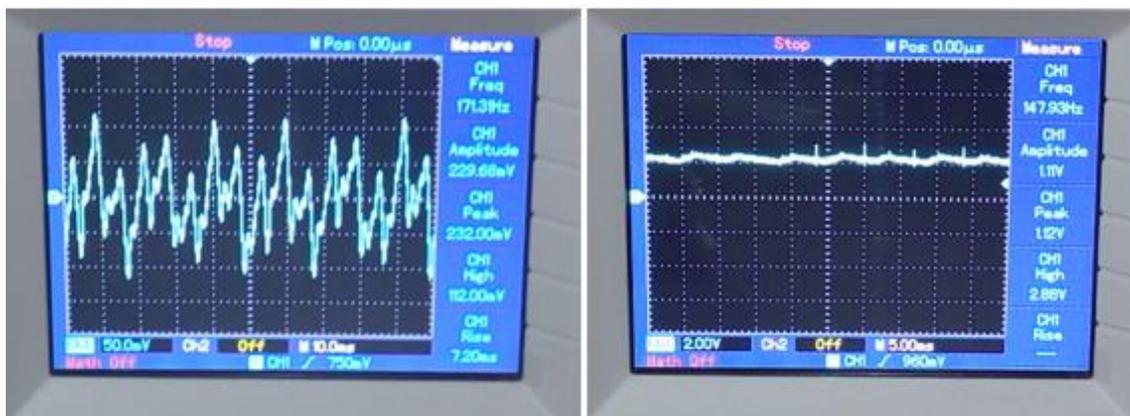


Figura 5.9. Resultado de Viscosidad de la Sangre Humana

La primera imagen es la señal eléctrica dada directamente desde el sensor piezoeléctrico que mide Viscosidad, sin pasar por el circuito electrónico. La segunda imagen es la señal eléctrica a la salida del circuito electrónico y es lo que se introduce al Convertidor Analógico Digital.

Si se compara la tabla 11 con los resultados obtenidos en la tabla 12, se observa que son coherentes ya que estos siguen la relación de menos viscoso a mas viscoso en base a los voltajes que se obtuvieron.

Tabla 12. Resultados prácticos de la medición de Viscosidad en Volts

VISCOSIDAD [V] T=25°C	
Acetona	1.12
Agua	1.68
Vinagre	1.84
Alcohol isopropílico	2.00
Sangre	2.88

Los valores de la tabla, son los valores en las imágenes vistas anteriormente, después de 10 pruebas con cada uno, se observa que en cada medición, los voltajes tienen una variación de ± 0.1 [V] y una resolución de 0.01 [V], la variación se debe a ruido que se introduce por factores externos incluyendo el movimiento de la vibración en el sistema.

Para mostrar el resultado en el LCD Display, se programa el FPGA para que cada 5ms adquiriera 1 dato proveniente del ADC, así, hasta llegar a 50 datos y se obtiene el promedio de los datos digitales. Se logra la caracterización del prototipo y la conversión a [Pa*s], haciendo la relación de la tabla 11 con la tabla 12; se omite la medición de acetona, la cual es muy pequeña y no coincide con los valores en la gráfica de caracterización del prototipo.

La medición final se plasma en pantalla.

En la figura 5.10, se muestra la gráfica de caracterización del prototipo en base a los voltajes y viscosidad.

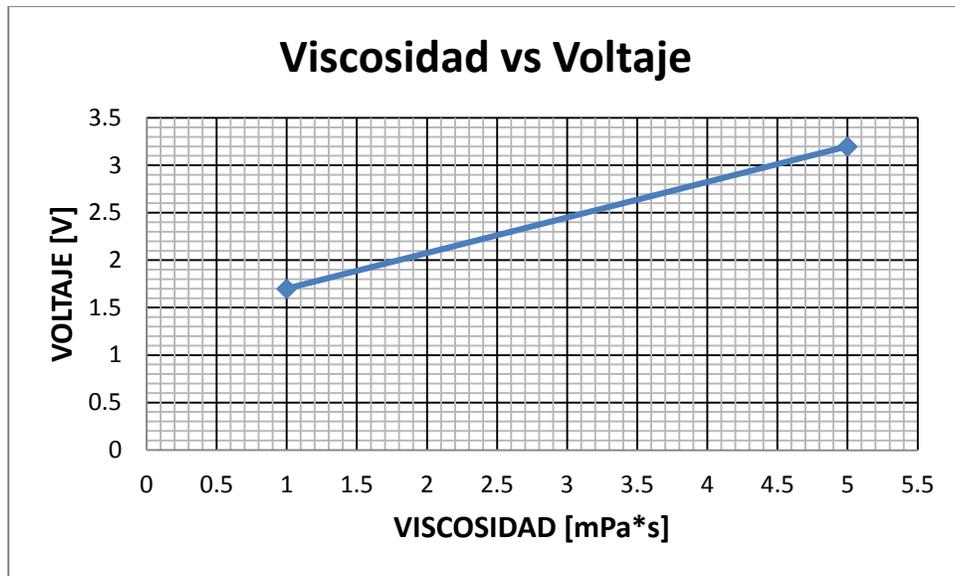


Figura 5.10. Caracterización de prototipo para medición de Viscosidad

En base a la gráfica de caracterización, se calcula el error porcentual en la medición de Viscosidad.

El valor en voltaje para la viscosidad de la sangre es de 2.88 [V], se observa la gráfica y se toma la variación de ± 0.1 [V], los valores mínimos y máximos de viscosidad son: 3.7 y 4.2 [mPa*s]

Por lo que el error porcentual para la medición de viscosidad se calcula con la ecuación 16:

$$E_{\%} = \left| \frac{V_{max} - V_{min}}{V_{max}} \right| \times 100\% \quad (16)$$

Se sustituye valores y resulta:

$$E_{\%} = \left| \frac{4.2 [mPa * s] - 3.7 [mPa * s]}{4.2 [mPa * s]} \right| \times 100\% = 11.9 \%$$

La tabla 13 muestra las especificaciones técnicas del medidor de viscosidad.

Tabla 13. Especificaciones técnicas del medidor de Viscosidad

Especificaciones	Unidades
<i>Rango</i> [mPa*s]	1 - 5
<i>Resolución</i> [mPa*s]	0.03
<i>Error</i> [%]	11.9

La resolución se obtiene mediante la resolución de la medición en voltaje, la cual corresponde a que cada cambio en 0.01 [V], la viscosidad cambia en 0.03 [mPa*s].

En la figura 5.11 se muestra el resultado de la medición de Viscosidad de la sangre humana.



Figura 5.11. Resultado de la medición de Viscosidad en pantalla LCD

5.2.1.2. Pruebas y caracterización de la medición de Densidad

Para la prueba con el sensor piezoeléctrico de Densidad, se realiza lo mismo que para la Viscosidad, mediante un osciloscopio, se observa la salida después del circuito electrónico. Las pruebas se realizan con las mismas sustancias líquidas, para poder crear una tabla y comparándola con la tabla 14 de sus Densidades teóricas, saber si las mediciones son correctas o el sistema está dando información falsa.

Tabla 14. Densidades teóricas

DENSIDAD [g/cm ³] T = 25°C	
Alcohol isopropílico	0.781
Acetona	0.788
Agua	1
Sangre	1.05 T=36°C
Vinagre	1.06

En la figura 5.12 se observan mediciones de la señal eléctrica de Densidad, para el acetona, agua destilada, vinagre y alcohol isopropílico, donde se puede ver la diferencia que existe entre cada una de ellas y los voltajes que tienen.

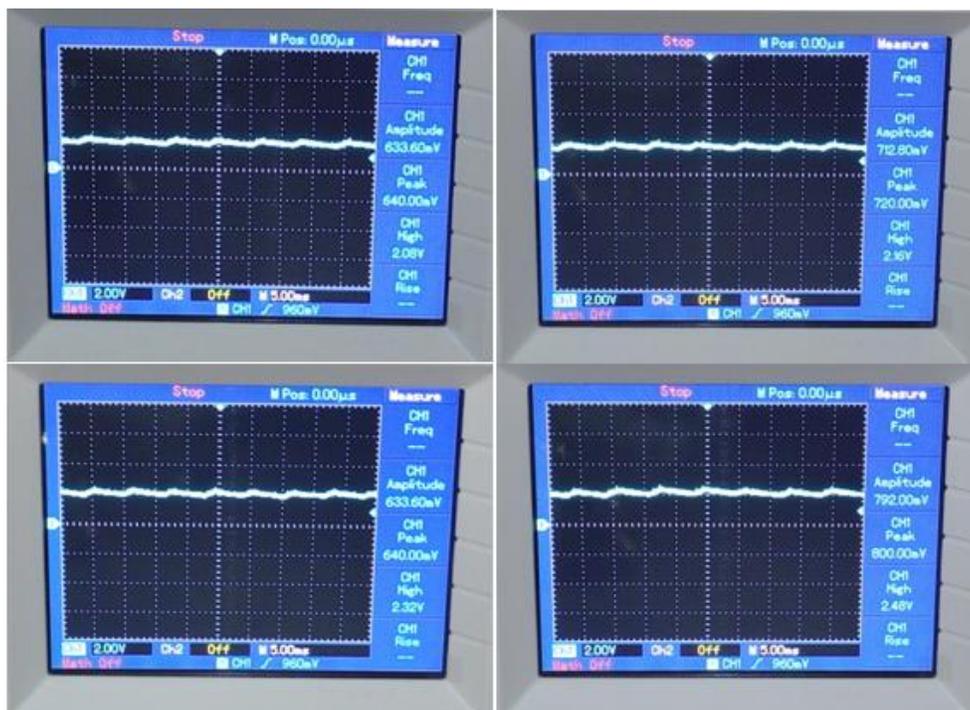


Figura 5.12. Resultado de la Densidad en diferentes líquidos

La primera imagen es la señal eléctrica que resulta de la medición de Alcohol Isopropílico, a la derecha es con respecto al Acetona, la primer imagen de abajo es para el Agua Destilada y por último el Vinagre.

En la figura 5.13 se muestra el resultado de la Densidad de la Sangre Humana.

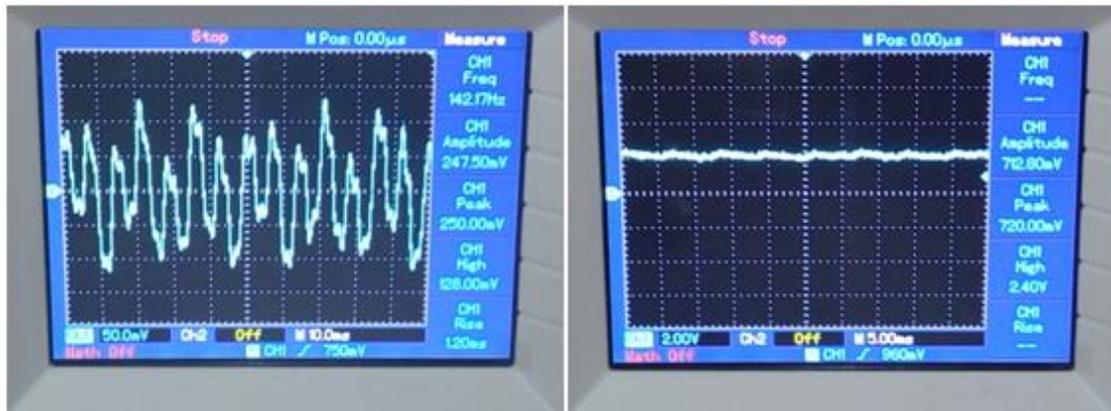


Figura 5.13. Resultado de la Densidad de la Sangre Humana

La primera imagen es la señal eléctrica que proporciona directamente el sensor piezoeléctrico que mide Densidad, sin pasar por el circuito electrónico. La segunda imagen es la señal eléctrica a la salida del circuito electrónico y es lo que se introduce al Convertidor Analógico Digital.

Si se compara la tabla 14 con la tabla 15, los resultados son coherentes ya que estos siguen la relación de menos denso a más denso en base a los voltajes que se obtienen.

Tabla 15. Resultados prácticos de la medición de Densidad en Volts

DENSIDAD [V] T = 25°C	
Alcohol isopropílico	2.08
Acetona	2.16
Agua	2.32
Sangre	2.40
Vinagre	2.48

Los valores de la tabla 15, son los valores en las imágenes vistas anteriormente, al igual que con la medición de viscosidad, se realizan 10 pruebas con cada sustancia, se observa que en cada medición, los voltajes tienen una variación de ± 0.05 [V] y

una resolución de 0.01[V], la variación al igual que en la Viscosidad se debe a ruido que se introduce por factores externos incluyendo el movimiento de la vibración en el sistema o el fijado correcto del sensor para que quede perpendicular al líquido.

Al igual que con la viscosidad, para poder mostrar el resultado en el LCD Display, se programa el FPGA para que cada 5ms adquiera 1 dato proveniente del ADC, así, hasta llegar a 50 datos y se obtiene el promedio de los datos digitales. Se logra la caracterización del prototipo y la conversión a $[\text{g}/\text{cm}^3]$, haciendo la relación de la tabla 14 con la tabla 15.

La medición final se plasma en pantalla.

En la figura 5.14, se muestra la gráfica de caracterización del prototipo en base a los voltajes y densidades.

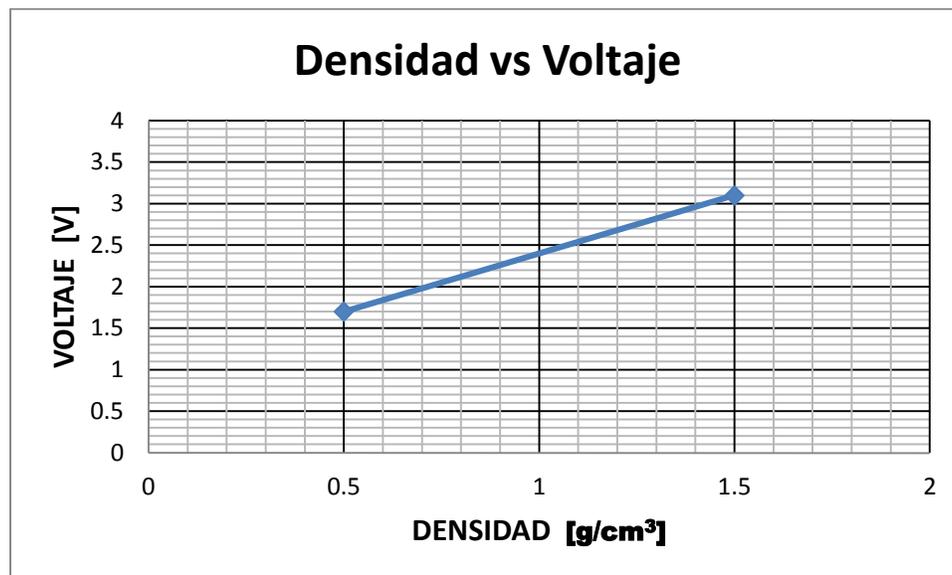


Figura 5.14. Caracterización de prototipo para medición de Densidad

En base a la gráfica de caracterización, se calcula el error porcentual en la medición de Densidad.

El valor en voltaje para la densidad de la sangre es de 2.40 [V], se observa la gráfica y se toma la variación de ± 0.05 [V], los valores mínimos y máximos de densidad son: 0.97 y 1.04 $[\text{g}/\text{cm}^3]$.

El error porcentual para la medición de densidad se calcula con la ecuación 16:

Se sustituye los valores y resulta:

$$E_{\%} = \left| \frac{1.04 - 0.97}{1.04} \right| \times 100\% = 6.73\%$$

La tabla 16 muestra las especificaciones técnicas del medidor de densidad.

Tabla 16. Especificaciones técnicas del medidor de Densidad

Especificaciones	Unidades
<i>Rango [g/cm³]</i>	0.5 - 1.5
<i>Resolución [g/cm³]</i>	0.006
<i>Error [%]</i>	6.73 %

La resolución se obtiene mediante la resolución de la medición en voltaje, la cual corresponde a que cada cambio en 0.01 [V], la densidad cambia en 0.006 [mPA*s].

En la figura 5.15 se muestra el resultado de la medición de Densidad de la sangre humana.



Figura 5.15. Resultado de la medición de Densidad en pantalla LCD

5.2.1.3. Pruebas y caracterización de la medición de pH

Por último se realiza la prueba para la medición de pH con el electrodo combinado de vidrio. Se realizan las pruebas con unas sustancias líquidas llamadas buffers de calibración de pH, las cuales tienen un valor exacto de pH, en este caso se hacen las pruebas con buffers de 4, 7 y 10 pH. En base a la gráfica obtenida en el Capítulo 3, donde se simuló el circuito electrónico, se obtiene la tabla 17 que se pondrá como los valores teóricos para pH.

Tabla 17. Valores teóricos de pH con respecto a simulación

pH	[V]
4	1.5308
7	2.2223
10	2.9108

En la figura 5.16, se muestran las mediciones eléctricas al pasar por el circuito electrónico diseñado, las pruebas son hechas con los buffers de calibración



Figura 5.16. Resultado de la medición de pH con buffers

La primera imagen es con el buffer de pH (4) que resulta de 1.52V, la segunda con el buffer de pH (7) es de 2.24V y la tercera con el buffer de pH (10) resulta de 2.88V.

Se realizan 10 pruebas y con los potenciómetros se calibra el sistema para al final tener los resultados finales.

En la figura 5.17, se muestra la medición del pH en la sangre humana ya con el sistema calibrado.

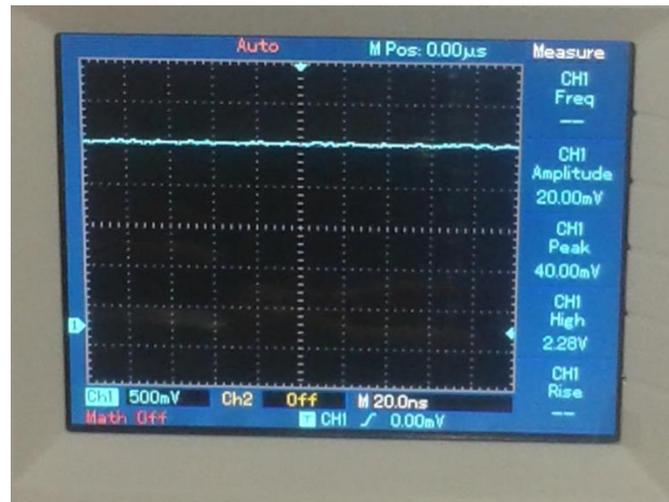


Figura 5.17. Resultado del pH en la Sangre Humana

La imagen es la señal eléctrica a la salida del circuito electrónico y es lo que se introduce al Convertidor Analógico Digital.

La tabla 18 nos da los resultados de las mediciones que se obtienen en las imágenes anteriores.

Tabla 18. Resultados prácticos de la medición de pH en Volts

pH	[V] T=25°C
4	1.52
7	2.24
Sangre	2.28
10	2.88

Ya con el sistema calibrado, se realizan 10 pruebas más, para observar los resultados del sistema y se observa que tiene variaciones de ± 0.03 [V] y una resolución de 0.01[V], la variación puede deberse a la limpieza del electrodo o la calibración del circuito, comparando con la tabla teórica con respecto a la simulación, se observa que los valores son muy similares. Por lo que nuestro circuito práctico es correcto.

Al igual que con la viscosidad y densidad, para mostrar el resultado en el LCD Display, se programa el FPGA para que cada 5 [ms] adquiera 1 dato proveniente del ADC, así, hasta llegar a 50 datos y se obtiene el promedio de los datos digitales. Se logra la caracterización del electrodo, basándose en la tabla 18.

El resultado se plasma en pantalla.

En la figura 5.18, se muestra la gráfica de caracterización del prototipo en base a los voltajes y pH.

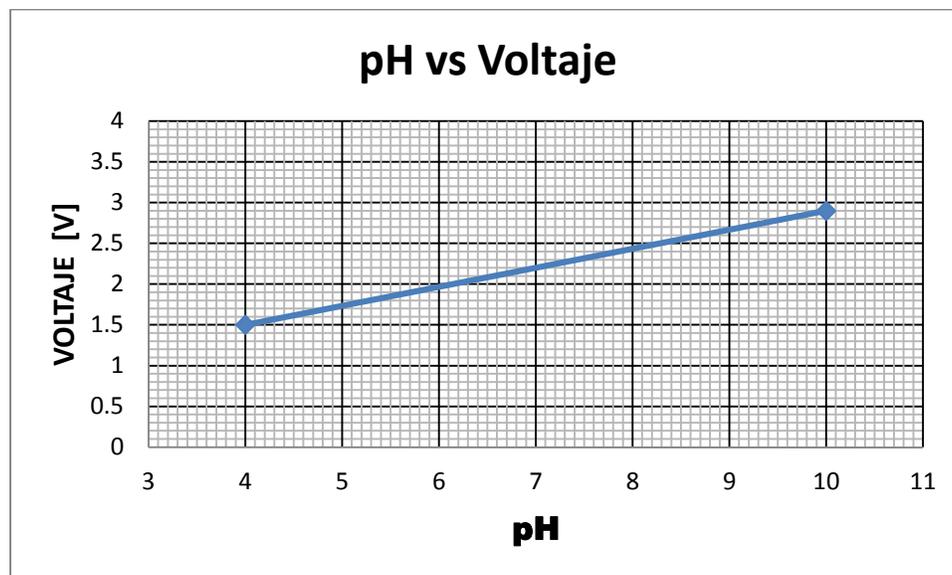


Figura 5.18. Caracterización de prototipo para medición de pH

El valor en voltaje para la medición de pH en la sangre es de 2.28 [V], se toma la variación de ± 0.03 [V], los valores mínimos y máximos de pH son: 6.8 y 7.3.

Se sustituyen los valores en la ecuación 16 y resulta:

$$E_{\%} = \left| \frac{7.3 - 6.8}{7.3} \right| \times 100\% = 6.84 \%$$

La tabla 19 muestra las especificaciones técnicas del medidor de pH.

Tabla 19. Especificaciones técnicas del medidor de pH

Especificaciones	Unidades
<i>Rango</i>	4 – 10
<i>Resolución</i>	0.04
<i>Error [%]</i>	6.84 %

La resolución se obtiene mediante la resolución de la medición en voltaje, la cual corresponde a que cada cambio en 0.01 [V], el pH cambia en 0.04.

En la figura 5.19 se muestra el resultado de la medición de pH de la sangre humana.



Figura 5.19. Resultado de la medición de pH en pantalla LCD

5.3. Análisis de resultados

Se observa como los resultados en base a los datos teóricos suelen ser correctos fijándonos cual es más denso y menos denso, más viscoso y menos viscoso, y cual tiene pH más bajo y cual más alto. Obteniéndose un error relativamente pequeño

para Densidad y pH, para la Viscosidad es un poco más alto. Los errores para las mediciones de Viscosidad y Densidad pueden ser debidos a que el sistema se construyó desde cero y nada fue comprado con estándares ya puestos en el mercado, como se ve en el Anexo 9.

Todas las pruebas se realizaron a una temperatura de 25°C, los resultados pueden variar en una temperatura mayor o menor, ya que la Viscosidad, Densidad y pH dependen directamente de la temperatura. El valor teórico de la sangre es a una temperatura de 36°C, que es la temperatura del cuerpo humano, mientras que las pruebas realizadas en el prototipo son a una temperatura menor como ya se menciono, esto pudo causar errores en las mediciones y que los valores sean diferentes a los teóricos, como se observó en las mediciones.

En el capítulo 1 se nombraron los principales medidores de densidad existentes, se explicó como la mayoría funcionan y se observó que la técnica de medición es en base a la manipulación manual y la vista del ser humano, ya que la mayoría consta de mediciones hechas a base de escalas, el que considera un funcionamiento electrónico es el medidor de densidad ultrasónico el cual consta de transductores ultrasónicos y un microcontrolador que hace el cálculo de las ondas que se mandan a través del líquido.

En los viscosímetros la mayoría es en base a lo manual y a lo mecánico, los primeros se basan en observar la velocidad con la que se vacía un fluido o se desplaza un cuerpo en determinado recipiente y hacer el cálculo. Los siguientes son puramente mecánicos los cuales utilizan poleas y un tacómetro para medir la viscosidad. Por último, tenemos los que tienen funcionamiento electrónico, el Viscosímetro Brookfield donde el funcionamiento se basa en una pantalla LCD donde nos dice las instrucciones de cómo hacer la medición y un microcontrolador que hace el cálculo dependiendo de lo obtenido y también está el Viscosímetro basado en el principio de tubo de impedancia donde consta de transductores Wilcoxon que se basan en hacer mediciones de fuerza y aceleración y se utiliza un microcontrolador para hacer los cálculos y obtener la medición.

En los pH-metros, el primero es puramente visible ya que se basa en ver los colores del indicador y en el electrodo combinado de vidrio, la manipulación de la señal de voltaje se hace mediante un microcontrolador y una pantalla LCD donde muestra el resultado.

La comparación del prototipo hecho en esta investigación con las mencionadas en el capítulo 1 es, que la mayoría tiene un tamaño grande y solo hace un tipo de medición, son costosos y de manipulación muy frágil, el peso en la mayoría no es muy alto. La electrónica se basa principalmente en microcontroladores para la manipulación de datos y componentes digitales, mientras que en el prototipo diseñado en esta investigación el que hace la adquisición y control de los datos es un dispositivo electrónico FPGA, los componentes digitales están incluidos en la tarjeta de desarrollo y el FPGA, tiene como ventaja realizar las operaciones internas más rápidas, ya que este dispositivo en su arquitectura de programación tiene la capacidad de poner varios procesos al mismo tiempo, los cuales pueden ser utilizados paralelamente al manejar varias interfaces, lo que lo hace más rápido, mientras que los microcontroladores siguen el código de su programación en una secuencia, por lo que son más lentos y menos eficientes si se requieren múltiples interfaces. Por mientras, con las mediciones que se realizan en el prototipo, el FPGA está muy excedido en cuanto a sus características de operación, pero también existe el interés académico por realizar el diseño con este dispositivo, el cual, queda abierto para añadirle más código e integrarle más funciones, para tener más herramientas y mediciones según requiera el usuario y ocuparlo al 100%.

La desventaja que tiene el sistema es que al ser un sistema diseñado desde cero, tiene un error porcentual en Viscosidad de 11.9%, en Densidad de 6.73% y en pH de 6.84%, el error es bajo en Densidad y pH, en Viscosidad es más alto, pero comparando los tres con sistemas ya existentes en el mercado, los errores son altos y al ser un sistema para la medición de la sangre, el resultado debe ser lo más exacto posible, por lo que le hacen falta mejoras al sistema diseñado para poder bajar nuestro error porcentual y que sea apto para ser un instrumento ideal en las mediciones de la sangre humana.

Las mejoras que se pueden realizar para obtener mejores resultados, es cambiar los materiales por unos de mejor calidad, tanto del pilar como de los sujetadores donde se colocan los sensores piezoeléctricos, esto, para que tengan una mejor fijación y no les afecte la misma vibración del actuador eléctrico. Además, sería conveniente un aislamiento tipo jaula de Faraday en la etapa donde se acondicionan las señales, ya que, dependiendo del medio donde se ocupe el sistema, los resultados pueden ser afectados. Otra mejora, sería en la fuente de alimentación, se podría añadir la etapa de una pila, para que el sistema también se pueda ocupar donde no exista red eléctrica.

CONCLUSIONES

El prototipo se diseñó, implementó y construyó satisfactoriamente, obteniendo y cumpliendo el objetivo principal de un prototipo controlado por un dispositivo electrónico FPGA, que manipula los datos provenientes de los sensores, despliega los resultados en el LCD display y proporciona la información necesaria para que los médicos puedan identificar rápidamente la anomalía que se encuentra en la sangre.

Se dieron por cumplidos también los objetivos particulares; aprovechar el efecto piezoeléctrico, para obtener señales provenientes de las vibraciones en la muestra de sangre, también se logró emplear correctamente el funcionamiento del electrodo combinado de vidrio, ya que se pudo adquirir datos exitosamente.

Se utilizó el Agua destilada, Vinagre, Acetona y Alcohol Isopropílico como líquidos prueba para lograr tener un rango de mediciones y así, poder obtener los resultados cuando se mida la sangre humana. En cada prueba realizada se observó un resultado favorable en la medición tanto de densidad y viscosidad, comparando con las tablas teóricas, esto en base a las ondas longitudinales y transversales a través del líquido contenido en el recipiente. Por lo que respecto al pH, se adquirió correctamente el voltaje de salida del electrodo combinado de vidrio. El error porcentual para la medición de Viscosidad es de 11.9%, para la densidad es de 6.73% y en el pH es de 6.84%, por lo que se concluyó que el sistema es adecuado para medir estos parámetros, aunque le falta exactitud, ya que no se logró tener el valor teórico en ninguna de las tres mediciones. La medición de Viscosidad en la sangre humana resultó de 4.21 [mPa*s], la Densidad resultó de 1.004 [g/cm³] y por último para el pH resultó de 7.24. Sería recomendable en un futuro, colocarle más sistemas de calibración para lograr obtener las mediciones exactas, y así, sirva como un instrumento ideal para trabajar con sangre humana.

Las desventajas que se tuvo en el diseño y calibración del sistema es que no se pudo contar con bastantes muestras de sangre humana, ya que no es fácil de conseguir, la prueba que faltó por realizarse fue con sangre enferma o con anomalías debido a que se necesita de especialistas para la manipulación de esta sangre y no se logró contar

con el tiempo y ayuda de alguno de ellos, pero gracias a los potenciómetros que se añadieron al diseño se puede hacer la calibración en determinado momento donde se encuentre un especialista.

Finalmente, el sistema se diseñó de forma que fuera portátil, para poder utilizarse en la mayoría de los lugares, y actuar rápidamente en caso de alguna anomalía. El problema es que se debe tener 10mL de muestra de sangre y poner la muestra en un recipiente anticoagulante, estos recipientes se venden en farmacias, la otra opción es tener a la mano el anticoagulante, como es el caso de la Heparina la cual se adquiere de igual forma en farmacias, todo esto, para poder lograr correctamente la medición de los tres parámetros mencionados y si la persona no puede obtener la muestra de sangre de su cuerpo o no tiene a alguien cercano que le pueda tomar la muestra de sangre, tendría que recurrir a alguien que le ayude y ya no sería tan rápido el proceso de detección de la anomalía.

El prototipo es de tamaño compacto, las dimensiones son 50x25x10 [cm], es ligero de aproximadamente 600 [g] y el costo es de \$2,500 como se observa en el Anexo 8.

REFERENCIAS

- [1] <http://www.pce-iberica.es/instrumentos-de-medida/medidores.htm>
Fecha de consulta: 03/09/2013
- [2] Mott, Robert L. “Mecánica de fluidos aplicada”. 4ª ed. México: Prentice Hall Hispanoamericana S.A. 1996.
- [3] Tanner, Roger I. “Engineering Rheology”. 2ª ed. England: Oxford University Press, 2000.
- [4] Ramírez Navas, Juan Sebastian. “Introducción a la reología de los alimentos”. 6ª ed. Colombia: Universidad del Valle, 2006.
- [5] Izquierdo Sañudo, M. Cruz; Peral Fernández, Fernando; Plaza Pérez, M. Ángeles; Troitiño Núñez, M. Dolores. “Evolución histórica de los principios de la Química”. Madrid: UNED, 2013.
- [6] Gebhard, Schramm. “A practical approach to rheology and rheometry”. 2ª ed. Federal Republic of Germany: Gebrueder HAAKE GmbH, Karlsruhe, 2000.
- [7] *Brookfield Engineering Laboratories*. Disponible en Web:
http://www.brookfieldengineering.com/products/laboratory/rs_rheo2.cfm
Fecha de Consulta: 12/09/2013
- [8] McMillan, Gregory K. “pH measurement and control”. 2ª ed. USA: Monarch International, Inc. 1946.
- [9] Giancoli, C. Douglas. “Física. Principios con aplicaciones”. 6ª ed. México: Pearson Educación, 2006.
- [10] Leveque, G; Ferrandis, J.Y; Van Est, J y Cros, B. “An acoustic sensor for simultaneous density and viscosity measurements in liquids”. *AIP Publishing*, 71(3), 1434-8.
Disponible en World Wide Web:
<http://ieeexplore.ieee.org>
- [11] Harris, Daniel C. “Análisis químico cuantitativo”. 3ª ed. Barcelona: Reverte, 2007.

[12] Silverthorn, Dee Unglaub. “Fisiología humana”. 4ª ed. Argentina: Médica Panamericana, 2008.

[13] <http://saludcuidada.com/search/la-sangre-y-senala-como-esta-compuesta/page/6/> Fecha de Consulta: 13/06/2014

[14] http://www.msal.gov.ar/plan-nacional-sangre/index.php?option=com_content&view=article&id=315&itemid=39
Fecha de Consulta: 26/05/2014

[15] Ross, Michael H; Wojciech, Pawlina. “Histología”. 5ª ed. Argentina: Médica Panamericana, 2007.

[16] <http://www.nhlbi.nih.gov/health-spanish/health-topics/temas/anemia>
Fecha de Consulta: 06/06/2014

[17] <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000589.htm>
Fecha de Consulta: 22/06/2014

[18] <http://www.larevista.ec/orientacion/salud/sangre-fluida-o-viscosa>
Fecha de Consulta: 20/04/2014

[19] Tortora, Gerard J; Derrickson, Bryan. “Principios de Anatomía y fisiología”. 11ª ed. Argentina: Médica Panamericana, 2006.

[20] <http://www.natursan.net/el-ph-de-la-sangre/>
Fecha de Consulta: 18/05/2014

[21] Boylestad, Robert L; Nashelsky, Louis. “Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos” 10ªed. México: Pearson Educación, 2009.

[22] Maxines, David G; Alcalá, Jessica. “VHDL El arte de programar sistemas digitales”. México: Continental, 2002.

ANEXOS

Anexo 1. TL084

TL084 - TL084A - TL084B

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC} = \pm 15V$, $T_{amb} = +25^{\circ}C$ (unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
V_{io}	Input Offset Voltage ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ TL084 TL084A TL084B TL084 TL084A TL084B		3 3 1	10 6 3 13 7 5		3	10	mV
DV_{io}	Input Offset Voltage Drift		10			10		$\mu V/^{\circ}C$
I_{io}	Input Offset Current - note 1) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		5	100 4		5	100 4	pA nA
I_{ib}	Input Bias Current -note 1 $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		20	200 20		20	400 20	pA nA
A_{vd}	Large Signal Voltage Gain ($R_L = 2k\Omega$, $V_o = \pm 10V$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	50 25	200		25 15	200		V/mV
SVR	Supply Voltage Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{CC}	Supply Current, no load, per amplifier $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$		1.4	2.5 2.5		1.4	2.5 2.5	mA
V_{ICM}	Input Common Mode Voltage Range	± 11	+15 -12		± 11	+15 -12		V
CMR	Common Mode Rejection Ratio ($R_S = 50\Omega$) $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	80 80	86		70 70	86		dB
I_{CS}	Output Short-circuit Current $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$	10 10	40	60 60	10 10	40	60 60	mA
$\pm V_{opp}$	Output Voltage Swing $T_{amb} = +25^{\circ}C$ $T_{min} \leq T_{amb} \leq T_{max}$ RL = 2k Ω RL = 10k Ω RL = 2k Ω RL = 10k Ω	10 12 10 12	12 13.5		10 12 10 12	12 13.5		V
SR	Slew Rate ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10V$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain		8	16		8	16	V/ μs
t_r	Rise Time ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain			0.1		0.1		μs
K_{ov}	Overshoot ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 20mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, unity gain			10		10		%
GBP	Gain Bandwidth Product ($T_{amb} = +25^{\circ}C$) $V_{in} = 10mV$, $R_L = 2k\Omega$, $C_L = 100pF$, $f = 100kHz$		2.5	4		2.5	4	MHz
R_i	Input Resistance			10^{12}		10^{12}		Ω

TL084 - TL084A - TL084B

Symbol	Parameter	TL084I,M,AC,AI,AM, BC,BI,BM			TL084C			Unit
		Min.	Typ.	Max.	Min.	Typ.	Max.	
THD	Total Harmonic Distortion ($T_{amb} = +25^{\circ}\text{C}$), $f = 1\text{kHz}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, $C_L = 100\text{pF}$, $A_v = 20\text{dB}$, $V_o = 2V_{pp}$		0.01			0.01		%
e_n	Equivalent Input Noise Voltage $R_G = 100\Omega$, $f = 1\text{KHz}$		15			15		$\frac{\text{nV}}{\sqrt{\text{Hz}}}$
ϕ_m	Phase Margin		45			45		degrees
V_{o1}/V_{o2}	Channel Separation $A_v = 100$		120			120		dB

1. The input bias currents are junction leakage currents which approximately double for every 10°C increase in the junction temperature.

Anexo 2. AD620

AD620—SPECIFICATIONS

(Typical @ +25°C, $V_S = \pm 15$ V, and $R_L = 2$ k Ω , unless otherwise noted)

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
GAIN	$G = 1 + (49.4 \text{ k}/R_G)$										
Gain Range		1		10,000	1		10,000	1		10,000	
Gain Error ²	$V_{OUT} = \pm 10$ V										
G = 1			0.03	0.10		0.01	0.02		0.03	0.10	%
G = 10			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 100			0.15	0.30		0.10	0.15		0.15	0.30	%
G = 1000			0.40	0.70		0.35	0.50		0.40	0.70	%
Nonlinearity,	$V_{OUT} = -10$ V to +10 V, $R_L = 10$ k Ω		10	40		10	40		10	40	ppm
G = 1-1000	$R_L = 2$ k Ω		10	95		10	95		10	95	ppm
G = 1-100											
Gain vs. Temperature	G = 1			10			10			10	ppm/°C
	Gain > 1 ²			-50			-50			-50	ppm/°C
VOLTAGE OFFSET	(Total RTI Error = $V_{OS1} + V_{OS0}/G$)										
Input Offset, V_{OS1}	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		30	125		15	50		30	125	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			185			85			225	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		0.3	1.0		0.1	0.6		0.3	1.0	μ V/°C
Output Offset, V_{OS0}	$V_S = \pm 15$ V		400	1000		200	500		400	1000	μ V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V			1500			750			1500	μ V
Average TC	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V			2000			1000			2000	μ V
Offset Referred to the Input vs. Supply (PSR)	$V_S = \pm 5$ V to ± 15 V		5.0	15		2.5	7.0		5.0	15	μ V/°C
G = 1	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 18 V	80	100		80	100		80	100		dB
G = 10		95	120		100	120		95	120		dB
G = 100		110	140		120	140		110	140		dB
G = 1000		110	140		120	140		110	140		dB
INPUT CURRENT											
Input Bias Current			0.5	2.0		0.5	1.0		0.5	2	nA
Over Temperature				2.5			1.5			4	nA
Average TC			3.0			3.0			8.0		pA/°C
Input Offset Current			0.3	1.0		0.3	0.5		0.3	1.0	nA
Over Temperature				1.5			0.75			2.0	nA
Average TC			1.5			1.5			8.0		pA/°C
INPUT											
Input Impedance											
Differential			10	2		10	2		10	2	G Ω /pF
Common-Mode			10	2		10	2		10	2	G Ω /pF
Input Voltage Range ³	$V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.2$		V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.3$		V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.0$	$+V_S - 1.4$		V
Over Temperature		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 2.1$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 2.3$	$+V_S - 1.4$		V
Common-Mode Rejection Ratio DC to 60 Hz with 1 k Ω Source Imbalance	$V_{CM} = 0$ V to ± 10 V										
G = 1		73	90		80	90		73	90		dB
G = 10		93	110		100	110		93	110		dB
G = 100		110	130		120	130		110	130		dB
G = 1000		110	130		120	130		110	130		dB
OUTPUT											
Output Swing	$R_L = 10$ k Ω , $V_S = \pm 2.3$ V to ± 5 V	$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		$-V_S + 1.1$	$+V_S - 1.2$		V
Over Temperature		$-V_S + 1.4$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.4$	$+V_S - 1.3$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.3$		V
Over Temperature	$V_S = \pm 5$ V to ± 18 V	$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		$-V_S + 1.2$	$+V_S - 1.4$		V
Over Temperature		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 1.6$	$+V_S - 1.5$		$-V_S + 2.3$	$+V_S - 1.5$		V
Short Current Circuit			± 18			± 18			± 18		mA

Model	Conditions	AD620A			AD620B			AD620S ¹			Units	
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max		
DYNAMIC RESPONSE												
Small Signal -3 dB Bandwidth												
G = 1			1000			1000			1000		kHz	
G = 10			800			800			800		kHz	
G = 100			120			120			120		kHz	
G = 1000			12			12			12		kHz	
Slew Rate		0.75	1.2		0.75	1.2		0.75	1.2		V/μs	
Settling Time to 0.01%	10 V Step											
G = 1-100			15			15			15		μs	
G = 1000			150			150			150		μs	
NOISE												
Voltage Noise, 1 kHz	$Total\ RTI\ Noise = \sqrt{(e_{ni}^2) + (e_{no}/G)^2}$											
Input, Voltage Noise, e_{ni}			9	13		9	13		9	13	nV/√Hz	
Output, Voltage Noise, e_{no}			72	100		72	100		72	100	nV/√Hz	
RTI, 0.1 Hz to 10 Hz												
G = 1			3.0			3.0	6.0		3.0	6.0	μV p-p	
G = 10			0.55			0.55	0.8		0.55	0.8	μV p-p	
G = 100-1000			0.28			0.28	0.4		0.28	0.4	μV p-p	
Current Noise	$f = 1\ kHz$		100			100			100		fA/√Hz	
0.1 Hz to 10 Hz			10			10			10		pA p-p	
REFERENCE INPUT												
R_{IN}			20			20			20		kΩ	
I_{IN}	$V_{IN+}, V_{IN-} = 0$		+50	+60		+50	+60		+50	+60	μA	
Voltage Range			- $V_S + 1.6$	+ $V_S - 1.6$		- $V_S + 1.6$	+ $V_S - 1.6$		- $V_S + 1.6$	+ $V_S - 1.6$	V	
Gain to Output			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			1 ± 0.0001			
POWER SUPPLY												
Operating Range ⁴		±2.3	±18		±2.3	±18		±2.3	±18		V	
Quiescent Current	$V_S = \pm 2.3\ V\ to\ \pm 18\ V$		0.9	1.3		0.9	1.3		0.9	1.3	mA	
Over Temperature			1.1	1.6		1.1	1.6		1.1	1.6	mA	
TEMPERATURE RANGE												
For Specified Performance			-40 to +85			-40 to +85			-55 to +125			°C

NOTES

¹See Analog Devices military data sheet for 883B tested specifications.²Does not include effects of external resistor R_{IN} .³One input grounded. $G = 1$.⁴This is defined as the same supply range which is used to specify PSR.

Specifications subject to change without notice.

Anexo 3. ADC0804

AC Electrical Characteristics						
The following specifications apply for $V_{CC} = 5 V_{DC}$ and $T_A = 25^\circ C$ unless otherwise specified.						
Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
T_C	Conversion Time	$f_{CLK} = 640 \text{ kHz}$ (Note 6)	103		114	μs
T_C	Conversion Time	(Note 5, 6)	66		73	$1/f_{CLK}$
f_{CLK}	Clock Frequency Clock Duty Cycle	$V_{CC} = 5V$, (Note 5) (Note 5)	100 40	640	1460 60	kHz %
CR	Conversion Rate in Free-Running Mode	\overline{INTR} tied to \overline{WR} with $\overline{CS} = 0 V_{DC}$, $f_{CLK} = 640 \text{ kHz}$	8770		9708	conv/s
$t_{W(\overline{WR})L}$	Width of \overline{WR} Input (Start Pulse Width)	$\overline{CS} = 0 V_{DC}$ (Note 7)	100			ns
t_{ACC}	Access Time (Delay from Falling Edge of \overline{RD} to Output Data Valid)	$C_L = 100 \text{ pF}$		135	200	ns
t_{1H}, t_{0H}	TRI-STATE Control (Delay from Rising Edge of \overline{RD} to Hi-Z State)	$C_L = 10 \text{ pF}$, $R_L = 10k$ (See TRI-STATE Test Circuits)		125	200	ns
t_{WI}, t_{RI}	Delay from Falling Edge of \overline{WR} or \overline{RD} to Reset of \overline{INTR}			300	450	ns
C_{IN}	Input Capacitance of Logic Control Inputs			5	7.5	pF
C_{OUT}	TRI-STATE Output Capacitance (Data Buffers)			5	7.5	pF
CONTROL INPUTS [Note: CLK IN (Pin 4) is the input of a Schmitt trigger circuit and is therefore specified separately]						
$V_{IN(1)}$	Logical "1" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 5.25 V_{DC}$	2.0		15	V_{DC}
$V_{IN(0)}$	Logical "0" Input Voltage (Except Pin 4 CLK IN)	$V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.8	V_{DC}
$I_{IN(1)}$	Logical "1" Input Current (All Inputs)	$V_{IN} = 5 V_{DC}$		0.005	1	μA_{DC}
$I_{IN(0)}$	Logical "0" Input Current (All Inputs)	$V_{IN} = 0 V_{DC}$	-1	-0.005		μA_{DC}
CLOCK IN AND CLOCK R						
V_{T+}	CLK IN (Pin 4) Positive Going Threshold Voltage		2.7	3.1	3.5	V_{DC}
V_{T-}	CLK IN (Pin 4) Negative Going Threshold Voltage		1.5	1.8	2.1	V_{DC}
V_H	CLK IN (Pin 4) Hysteresis ($V_{T+} - V_{T-}$)		0.6	1.3	2.0	V_{DC}
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" CLK R Output Voltage	$I_O = 360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4	V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" CLK R Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$ $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
DATA OUTPUTS AND \overline{INTR}						
$V_{OUT(0)}$	Logical "0" Output Voltage Data Outputs \overline{INTR} Output	$I_{OUT} = 1.6 \text{ mA}$, $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$ $I_{OUT} = 1.0 \text{ mA}$, $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$			0.4 0.4	V_{DC} V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -360 \mu A$, $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	2.4			V_{DC}
$V_{OUT(1)}$	Logical "1" Output Voltage	$I_O = -10 \mu A$, $V_{CC} = 4.75 V_{DC}$	4.5			V_{DC}
I_{OUT}	TRI-STATE Disabled Output Leakage (All Data Buffers)	$V_{OUT} = 0 V_{DC}$ $V_{OUT} = 5 V_{DC}$	-3		3	μA_{DC} μA_{DC}
I_{SOURCE}		V_{OUT} Short to Gnd, $T_A = 25^\circ C$	4.5	6		mA_{DC}
I_{SINK}		V_{OUT} Short to V_{CC} , $T_A = 25^\circ C$	9.0	16		mA_{DC}
POWER SUPPLY						
I_{CC}	Supply Current (Includes Ladder Current) ADC0801/02/03/04LCJ/05 ADC0804LCN/LCV/LCWM	$f_{CLK} = 640 \text{ kHz}$, $V_{REF}/2 = NC$, $T_A = 25^\circ C$ and $\overline{CS} = 5V$			1.1 1.9	1.8 2.5 mA mA

Anexo 4. EP1C3144

Table 23. Cyclone Device Absolute Maximum Ratings Notes (1), (2)

Symbol	Parameter	Conditions	Minimum	Maximum	Unit
V _{CCINT}	Supply voltage	With respect to ground (3)	-0.5	2.4	V
V _{CCIO}			-0.5	4.6	V
V _I	DC input voltage		-0.5	4.6	V
I _{OUT}	DC output current, per pin		-25	25	mA
T _{STG}	Storage temperature	No bias	-65	150	°C
T _{AMB}	Ambient temperature	Under bias	-65	135	°C
T _J	Junction temperature	BGA packages under bias		135	°C

Symbol	Parameter	Conditions	Minimum	Maximum	Unit
V _{CCINT}	Supply voltage for internal logic and input buffers	(4)	1.425	1.575	V
V _{CCIO}	Supply voltage for output buffers, 3.3-V operation	(4)	3.00	3.60	V
	Supply voltage for output buffers, 2.5-V operation	(4)	2.375	2.625	V
	Supply voltage for output buffers, 1.8-V operation	(4)	1.71	1.89	V
	Supply voltage for output buffers, 1.5-V operation	(4)	1.4	1.6	V
V _I	Input voltage	(3), (5)	-0.5	4.1	V
V _O	Output voltage		0	V _{CCIO}	V
T _J	Operating junction temperature	For commercial use	0	85	°C
		For industrial use	-40	100	°C
t _R	Input rise time			40	ns
t _F	Input fall time			40	ns

- (1) See the *Operating Requirements for Altera Devices Data Sheet*.
- (2) Conditions beyond those listed in Table 23 may cause permanent damage to a device. Additionally, device operation at the absolute maximum ratings for extended periods of time may have adverse effects on the device.
- (3) Minimum DC input is -0.5 V. During transitions, the inputs may undershoot to -0.5 V or overshoot to 4.6 V for input currents less than 100 mA and periods shorter than 20 ns.
- (4) Maximum V_{CC} rise time is 100 ms, and V_{CC} must rise monotonically.
- (5) All pins, including dedicated inputs, clock, I/O, and JTAG pins, may be driven before V_{CCINT} and V_{CCIO} are powered.
- (6) Typical values are for T_A = 25° C, V_{CCINT} = 1.5 V, and V_{CCIO} = 1.5 V, 1.8 V, 2.5 V, and 3.3 V.
- (7) This value is specified for normal device operation. The value may vary during power-up. This applies for all V_{CCIO} settings (3.3, 2.5, 1.8, and 1.5 V).
- (8) Pin pull-up resistance values will lower if an external source drives the pin higher than V_{CCIO}.
- (9) Drive strength is programmable according to values in Table 14 on page 55.
- (10) The Cyclone LVDS interface requires a resistor network outside of the transmitter channels.
- (11) Capacitance is sample-tested only. Capacitance is measured using time-domain reflections (TDR). Measurement accuracy is within ±0.5 pF.

Anexo 5. JHD162A

Parameter	Symbol	Testing Criteria	Standard Values			Unit
			Min.	Typ.	Max	
Supply voltage	$V_{DD-V_{SS}}$	-	4.5	5.0	5.5	V
Input high voltage	V_{IH}	-	2.2	-	V_{DD}	V
Input low voltage	V_{IL}	-	-0.3	-	0.6	V
Output high voltage	V_{OH}	$-I_{OH}=0.2mA$	2.4	-	-	V
Output low voltage	V_{OL}	$I_{OL}=1.2mA$	-	-	0.4	V
Operating voltage	I_{DD}	$V_{DD}=5.0V$	-	1.5	3.0	mA

Anexo 6. LM317

Typical Application

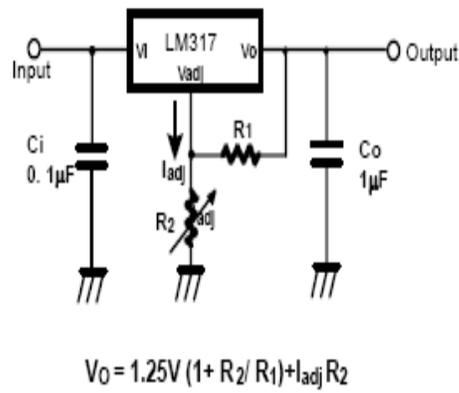


Figure 5. Programmable Regulator

C_i is required when regulator is located an appreciable distance from power supply filter.

C_o is not needed for stability, however, it does improve transient response.

Since I_{ADJ} is controlled to less than $100\mu A$, the error associated with this term is negligible in most applications.

Anexo 7. Programa en FPGA para menú

--DIVISORES DE FRECUENCIA PARA RETARDOS

```
PROCESS (CLK) --,RST)
BEGIN
  IF CLK'EVENT AND CLK='1' THEN
    --IF RST='0' THEN COUNT<="000000000";
    --ELSE
      IF (COUNT<250) THEN
        CLK_DIV1<='0';
        COUNT<=COUNT+1;
      ELSIF (COUNT>=500-1) THEN
        COUNT<="000000000";
        ELSE CLK_DIV1<='1';
        COUNT<=COUNT+1;
      END IF;
    END IF;
  END PROCESS;
```

```
PROCESS (CLK_DIV1) --,RST)
BEGIN
  IF CLK_DIV1'EVENT AND CLK_DIV1='1' THEN
    -- IF RST='0' THEN CLK_DIV2<='0';
    -- ELSE
      CLK_DIV2 <= NOT(CLK_DIV2);
    --END IF;
  END IF;
  END PROCESS;
```

-- INICIALIZACION DE DISPLAY

```
  WHEN IDLE => LCD_DATA<= "ZZZZZZZZ";
    STATE<=CLEAR;
  WHEN CLEAR=> LCD_RS<='0';
    LCD_RW<='0';
    LCD_DATA<="00000001";
    STATE<=SET_FUNCTION;
  WHEN SET_FUNCTION=> LCD_RS<='0';
    LCD_RW<='0';
    LCD_DATA<="00111100";
    STATE<=SWITCH_MODE;
  WHEN SWITCH_MODE=> LCD_RS<='0';
    LCD_RW<='0';
    LCD_DATA<="00001111";
```

```

        STATE<=SET_MODE;
    WHEN SET_MODE=> LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<="00000110";
        STATE<=SHIFT;
    WHEN SHIFT=> LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<="00010100";
        STATE<=SET_DDRAM1;

```

--ESCRITURA DE TITULO DE SISTEMA EN DISPLAY

```

    WHEN SET_DDRAM1=> LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<=X"80";
        ADDRESS<=0;
        STATE<=WRITE_RAM1;
    WHEN WRITE_RAM1=> IF(ADDRESS<=15) THEN
        LCD_RS<='1';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<=DATA_FIRST(ADDRESS);
        ADDRESS<=ADDRESS+1;
        STATE<=WRITE_RAM1;
    ELSE
        LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        STATE<=SET_DDRAM2;
    END IF;
    WHEN SET_DDRAM2=> LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<=X"C0";
        STATE<=WRITE_RAM2;
        ADDRESS<=0;
    WHEN WRITE_RAM2=> IF(ADDRESS<=15) THEN
        LCD_RS<='1';
        LCD_RW<='0';
        LCD_DATA<=DATA_SECOND(ADDRESS);
        ADDRESS<=ADDRESS+1;
        STATE<=WRITE_RAM2;
    ELSE
        LCD_RS<='0';
        LCD_RW<='0';
        STATE<=STOP;
    END IF;

```

Anexo 8. Costos del sistema

Materiales	
Varilla de fierro con rosca, tuercas	\$10
Tornillos con tuerca	\$10
Gomas	\$9
Interruptores	\$7
Conector	\$7
4 Borneras	\$44
30 Jumpers con alambre	\$30
Headers	\$13
Alambre	\$20
2 Placas fenólicas	\$20
Transformador	\$95
TOTAL	\$265

Dispositivos Electrónicos	
Puente de diodos	\$10
Regulador positivo LM7805	\$5
Regulador negativo LM7905	\$5
Regulador Variable LM317	\$10
2 Amplificadores Operacionales LM741	\$14
2 Amplificadores Operacionales cuádruples TL084	\$14
Amplificador de Instrumentación AD620	\$86
3 Potenciómetros	\$15
2 Convertidores Analógicos Digitales ADC0804	\$160
Capacitores y Resistencias variados	\$30
LCD	\$106
Tarjeta de desarrollo FPGA	\$900
2 Sensores Piezoeléctricos	\$120
Electrodo Combinado de Vidrio	\$800
TOTAL	\$2,275

Anexo 9. Integración del Sistema

