



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

**DESARROLLO DE UN EQUIPO
ELECTRÓNICO COMPACTO DE MEZCLADO
Y CENTRIFUGADO DE LAS MUESTRAS DE
SANGRE PARA LOS LABORATORIOS
CLÍNICOS DE BIOANÁLISIS**

Autor: Pablo Criollo
C.I.: V-19.480.245

Urb. Yuma II, calle N° 3. Municipio San Diego
Teléfono: (0241) 8714240 (máster) – Fax: (0241) 8712394



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**DESARROLLO DE UN EQUIPO ELECTRÓNICO COMPACTO DE
MEZCLADO Y CENTRIFUGADO DE LAS MUESTRAS DE SANGRE PARA
LOS LABORATORIOS CLÍNICOS DE BIOANÁLISIS**

Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autor: Pablo Criollo
C.I.: V-19.480.245
Tutor: Ing. Dinorah Giménez
C.I.: V-4.071.295

San Diego, Junio de 2017



Universidad José Antonio Páez
Facultad de Ingeniería

FI-TG-2017-1CR-065


Valencia, 13 de Enero de 2017.

Ciudadano:
Pablo Criollo
C.I. 19.480.245
Presente.-

Cumplo con informarle que la Comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería en su reunión N° 1-2017 de fecha 13/01/2017 aprobó el proyecto de trabajo de grado titulado **"DESARROLLO DE UN EQUIPO ELECTRÓNICO COMPACTO DE MEZCLADO Y CENTRIFUGADO DE LAS MUESTRAS DE SANGRE PARA LOS LABORATORIOS CLÍNICOS DE BIONÁLISIS"** Presentado por usted como requisito para optar al título de Ingeniero electrónico.

Se ratifica la designación de la Ing. Dinorah Gimenez C.I. 4.071.295 y la Ing. Alicia Pizzella, C.I. 4.598.880 como Tutores Académicos que lo asesorarán en el desarrollo de este proyecto.

Atentamente,


Prof. Marlene Zambrano
Decana (Encargada) de la Facultad de Ingeniería
(CU502 de fecha 11/10/2016)



c. c. Coordinación de Pasantías y Trabajo de Grado (2).
Archivo.

MEZ/p



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

APROBACIÓN DEL TUTOR

Quien suscribe, Ingeniero DINORAH GIMÉNEZ portadora de la cédula de identidad N° V-4.071.295, en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por el ciudadano PABLO RAMON CRIOLLO RAMIREZ, portador de la cédula de identidad N°V-19.480.245, titulado **DESARROLLO DE UN EQUIPO ELECTRÓNICO COMPACTO DE MEZCLADO Y CENTRIFUGADO DE LAS MUESTRAS DE SANGRE PARA LOS LABORATORIOS CLÍNICOS DE BIOANÁLISIS**, presentado como requisito parcial para optar al título de INGENIERO ELECTRÓNICO, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, a los 08 días del mes de Junio del año dos mil diecisiete.

Ing. Dinorah Giménez
C.I.: V-4.071.295

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios que me enseñó a caminar y a ser fuerte a lo largo de la carrera, a mis padres por haber sido pilar fundamental para llegar a donde hoy estoy, por darme buenas enseñanzas de respeto, constancia y valor durante este tiempo vivido donde aprendí a que no debemos perder la fe y luchar para cumplir las metas que deseamos.

Agradezco a mi hermana por el apoyo brindado en la última etapa de la carrera y el entusiasmo brindado para seguir adelante, también agradezco a mis compañeros que me enseñaron a luchar en medio de las dificultades.

Por último, agradezco a los profesores que con esmero me enseñaron y me dieron buenas lecciones de la vida.

DEDICATORIA

En primer lugar dedico éste Trabajo Especial de Grado a mis padres, por haber sido un gran apoyo y factor importante en el desarrollo de mi carrera, ya que siempre me dieron palabras de aliento y mucho ánimo para seguir adelante, a mi hermana y a toda mi familia en general por ser ellos también parte fundamental de cada uno de mis éxitos.

En segundo lugar dedico éste Trabajo Especial de Grado a mis profesores por ayudarme a adquirir los conocimientos necesarios para que hoy en día pueda ponerlos en práctica, a mis compañeros de estudio por su amistad y ayuda incondicional prestada en el desarrollo de mi carrera, ya que ellos siempre me brindaron su mano, me dieron las fuerzas necesarias para seguir adelante y nunca rendirme.

ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	Pp.
ÍNDICE DE FIGURAS	x
RESUMEN	xi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO	
I. EL PROBLEMA	
1.1. Planteamiento del Problema.....	3
1.2. Formulación del Problema.....	4
1.3. Objetivos de la investigación.....	4
1.3.1. Objetivo General.....	4
1.3.2. Objetivos Específicos.....	4
1.4. Justificación del Problema.....	5
1.5. Alcance.....	6
1.6 Limitaciones.....	6
II. MARCO TEÓRICO	
2.1 Antecedentes.....	7
2.2 Bases Teóricas.....	9
2.2.1 Mezclador.....	9
2.2.2 Centrifuga de Laboratorio.....	9
2.2.3 Partes de una Centrífuga.....	10
2.2.4 Tipos de Centrifugas.....	10
2.2.5 Centrífugas de Sobremesa.....	11
2.2.6 Minicentrífugas.....	11
2.2.7 Centrífugas de Alta Velocidad.....	11
2.2.8 Ultracentrífugas.....	11
2.2.9 Tipos de Rotores para Centrífugas de Laboratorios.....	12
2.2.10 Rotor Angular.....	12
2.2.11 Rotor Oscilante.....	12
2.2.12 Fuerza Centrífuga.....	13
2.2.13 Fuerza Centrífuga Relativa.....	14
2.2.14 Microcontrolador.....	14
2.2.15 Características de los Microcontroladores.....	15
2.2.16 Motor de Paso.....	15

2.2.17 Características Comunes de los Motores de Paso.....	16
2.2.18 Motores de Paso Unipolar.....	17
2.2.19 Motores de Paso Bipolares.....	17
2.2.20 Motores de Paso de Reluctancia Variable.....	17
2.2.21 Relé.....	18
2.2.22 Display LCD.....	18
2.2.23 Conexiones de Display LCD.....	19
2.2.24 Pulsador.....	20
2.2.25 Motores Monofásicos de Corriente Alterna.....	20
2.2.26 Construcción de Motores Monofásicos de Corriente Alterna....	20
2.2.27 Sangre.....	21
2.2.28 Componentes de la Sangre.....	21
2.3 Definición de términos básicos.....	22
 III. MARCO METODOLÓGICO	
3.1 Tipo de Investigación.....	24
3.2 Diseño de la Investigación.....	25
3.3 Nivel de la Investigación.....	25
3.4 Población y Muestra.....	25
3.5 Técnicas e Instrumentos de Recolección de Datos.....	26
3.6 Fases Metodológicas.....	26
 IV. RESULTADOS	
Fase I	29
Fase II	33
Fase III	41
 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	
Conclusiones.....	49
Recomendaciones.....	50
 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	
Bibliográficas.....	51

ÍNDICE DE FIGURAS

CONTENIDO

FIGURAS	Pp.
1. Mezclador.....	9
2. Centrífuga de Laboratorio.....	10
3. Rotor Angular.....	12
4. Rotor Oscilante.....	13
5. Microcontrolador.....	15
6. Motor de Paso.....	16
7. Relé.....	18
8. Display LCD.....	19
9. Descripción de Pines de un Display LCD.....	19
10. Motor Monofásico de Corriente Alterna	21
11. Sangre.....	21



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

DESARROLLO DE UN EQUIPO ELECTRÓNICO COMPACTO DE MEZCLADO Y CENTRIFUGADO DE LAS MUESTRAS DE SANGRE PARA LOS LABORATORIOS CLÍNICOS DE BIOANÁLISIS

Autor: Pablo Criollo

Tutor: Ing. Dinorah Giménez

Fecha: Junio, 2017

RESUMEN

El presente trabajo de investigación tiene como objetivo general el desarrollo de un equipo electrónico compacto de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis. Para ello se realizó una investigación enmarcada bajo la modalidad de proyecto factible para buscar una solución al problema. Además se utilizó como instrumento de recolección de datos un cuestionario, el cual está formulado con preguntas abiertas y por lo tanto fue necesaria la validación y confiabilidad de dicho instrumento, también se utilizó la revisión documental como una técnica para la recopilación de información del funcionamiento en general de mezcladores y centrifugas existentes, así como la programación para el control de los mismos. La investigación se lleva a cabo mediante tres fases metodológicas que están relacionadas directamente con los objetivos específicos.

Descriptores: Herramientas de programación en lenguaje C, Ciclos de programa, interrupciones

INTRODUCCIÓN

La separación de líquidos y partículas insolubles se ha venido realizando en varios procesos que contribuyen a la ciencia desde sus inicios. La aplicación de una fuerza centrífuga ayuda a la separación de las partículas. La separación de partículas por medio de la centrifugación tuvo en sus inicios aplicaciones industriales esto hace aproximadamente 100 años. Las primeras separaciones de partículas usando centrifugación fueron inventadas en 1878 por el ingeniero sueco Carl Gustaf Patrik De Laval que invento la separadora centrífuga.

En la búsqueda de la separación de componentes en elementos líquidos o semilíquidos homogéneos, se ha estudiado diferentes métodos que ayuden a suplir esta necesidad. Al ver como un cuerpo que gira rápidamente sobre un eje tiende alejarse del mismo, se observa la posibilidad de utilizar este principio en la separación de mezclas. Se estudió entonces la fuerza centrífuga y la creación de un mecanismo capaz de producir grandes cantidades de esta fuerza con el fin de realizar separaciones en mezclas que hallan en los líquidos. Inicialmente se dio utilidad de las maquinas centrifugas en procesos de tratamientos en las azucareras con el fin de extraerse hasta la más mínima partícula de la caña de azúcar.

En la actualidad, las máquinas centrifugas son utilizadas para diferentes procesos de estudios en las que involucren separaciones de fluidos principalmente en la química, la biología y la medicina, sin embargo el uso de estas máquinas también puede tener otro fin como es de limpiar y purificar elementos tales como el aceite de motores de combustión, para permitir su reutilización y su contribución con el medio ambiente.

En la arquitectura y desarrollo de éste trabajo de investigación se mostraran los procesos del sistema en la parte mecánica, electrónica y de software seleccionados para la investigación y solución de la misma. Este trabajo de investigación se divide ó

está estructurado en cuatro capítulos.

En el capítulo I, se hace referencia a la descripción clara del problema que se pretende abordar. Asimismo, se exponen los objetivos generales y específicos que la investigación plantea para la ejecución de la propuesta. De igual manera se explican las razones que conllevaron al desarrollo del equipo electrónico compacto de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis. Por otra parte, se hace referencia al alcance de la investigación en desarrollo y sus limitaciones.

Asimismo, en el capítulo II, se describen los antecedentes o estudios previos de la presente investigación, así como también las bases teóricas que sustentan la misma.

Por otro lado, el capítulo III, está estructurado por el tipo de investigación en el que está enmarcado el presente estudio, el diseño de la misma y las diferentes técnicas de recolección e información de datos.

Por último, el capítulo IV, se refiere a la muestra de los resultados obtenidos una vez realizado el estudio de las técnicas de recolección e información de datos usadas en la presente investigación.

CAPÍTULO I

EL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del Problema

En los laboratorios clínicos de bioanálisis, los especialistas requieren extraer la sangre al paciente por punción, para luego ésta ser introducida en un tubo de ensayo especial y así iniciar el proceso de evaluación, el cual consiste en colocar la muestra en un mezclador para que la sangre no se coagule, así como también dichos especialistas necesitan centrifugar la muestra de sangre para realizar la evaluación de las pruebas que ameritan éste proceso.

Actualmente el proceso de mezclado, se realiza manualmente en la mayoría de los laboratorios pequeños; en los laboratorios medianos y grandes se usan equipos que agitan la sangre dentro del tubo, permitiendo así que no se coagule. En general, estos equipos mezcladores también conocidos como agitadores son diseñados para trabajar a una velocidad fija, y solo cuentan con un interruptor el cual ejecuta la activación y desactivación del mismo.

Asimismo, los equipos de centrifugación existentes son un poco más avanzado a nivel de electrónica respecto al proceso de mezclado, ya que frecuentemente, estos poseen control de la velocidad y el tiempo; en este punto es importante resaltar que cada proceso se ejecuta por separado, por lo que las muestras deben ser cambiada por el bioanalista de un lado a otro para realizar ambos procesos, ocasionando que sea lento el tiempo de evaluación de las pruebas, además de aumentar la probabilidad de accidentes durante la manipulación o traslado de las muestras.

Debido a lo antes mencionado, existe la necesidad de crear un equipo donde se pueda integrar el proceso de mezclado como el de centrifugado de las muestras de sangre, utilizando componentes electrónicos más actuales, con la finalidad de que

estos dos procesos puedan realizarse con un mismo equipo y a su vez adaptándolo a la tecnología existente con la cual se desarrollan equipos más amigables al usuario.

Dicho equipo será gobernado por un microcontrolador que posibilitará realizar todos las tareas que se requieran llevar a cabo; además el equipo anteriormente mencionado estará compuesto por una pantalla lcd donde se visualizará un menú con las diversas tareas que podrán realizarse, así como también se mostrará el tiempo de centrifugado, tiempo de mezclado, entre otras; a su vez tendrá un teclado que le permitirá al usuario seleccionar el proceso a efectuar, al igual que establecer las condiciones necesarias para obtener resultados apropiados.

1.2 Formulación del Problema

¿De qué manera se podrá integrar en un mismo equipo los procesos de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis?

1.3 Objetivos de la Investigación

1.3.1 Objetivo General

- Desarrollar un equipo electrónico compacto de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Estudiar los equipos actuales de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre en los laboratorios clínicos de bioanálisis.
- Diseñar un equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.
- Construir un prototipo del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

1.4 Justificación de la Investigación

Los procesos de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre son usados para realizar diferentes tipos de pruebas en los seres humanos desde hace muchos años que han servido para el diagnóstico de alguna posible enfermedad, por lo que estos procesos son necesariamente útiles para pruebas de bioanálisis y es de suma importancia que existan en los laboratorios clínicos.

El proceso de mezclado se realiza debido a que existen distintos tubos que contienen aditivos donde se introduce la sangre y es necesario mezclar para que exista una proporción de aditivo-sangre, y así poder evaluar la muestra. Del mismo modo el proceso de centrifugado se usa generalmente para la separación por sedimentación de los componentes sólidos de los líquidos biológicos y, en particular, en la separación de los componentes de la sangre: glóbulos rojos, glóbulos blancos, plasma y plaquetas, entre otros, y para la realización de múltiples pruebas y tratamientos.

Asimismo, es necesario destacar que tanto el proceso de mezclado como el de centrifugado de las muestras de sangre actualmente en la mayoría de los laboratorios se realizan por separados, es decir, que es necesaria la existencia de un equipo para cada proceso, esto dependiendo de lo que se requiera evaluar.

Por otra parte, la investigación en estudio aportará un gran beneficio para los laboratorios clínicos de bioanálisis, ya que podrán obtener un solo equipo donde puedan realizarse los dos procesos, facilitándole una mejor evaluación y manipulación de las muestras de sangre, además de poder adquirir un equipo económicamente accesible, sin tener que invertir en equipos individuales para realizar cada proceso y que son de altos costos en el mercado, así como también ahorro de espacio en el laboratorio.

Por último, la investigación en estudio ha sido de gran aporte al investigador ya que por medio de ésta se obtuvieron conocimientos que son necesarios para el desarrollo de la misma, y a su vez que forman al investigador como profesional en el área en estudio. Aunado a esto la propuesta en desarrollo pretende aportar información para investigaciones futuras, así como también ser formativa para los alumnos de la escuela de ingeniería electrónica de la Universidad José Antonio Páez.

1.5 Alcance

Con el diseño del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre, lo que se desea es desarrollar un prototipo que pueda ser de gran utilidad y que cumpla con las expectativas de los laboratorios clínicos; el cual será diseñado con electrónica actualizada y de fácil manejo para el usuario.

1.6 Limitaciones

El desarrollo de ésta investigación es viable si se encuentran en el mercado nacional todos los materiales necesarios para su diseño, ya que al obtener con gran facilidad lo que se requiere se pueden lograr cumplir con los objetivos que plantea la investigación en curso. Del mismo modo, también se puede hacer uso de materiales reciclables para lograr cumplir con lo establecido.

Por otro lado, el desarrollo de ésta investigación a gran escala requiere de materiales y componentes provenientes fuera del país debido a la actual situación que se vive; donde se imposibilita poder adquirir elementos que se encuentran agotados por la inestabilidad de las divisas que suministra el gobierno nacional.

Debido a lo antes mencionado, cabe destacar, que en los laboratorios donde cuentan con equipos que realizan procesos en los que se basa ésta investigación, los mismos se encuentran detenidos por la falta de repuestos debido a que tienen que ser importados y por ende se retrasa el funcionamiento de los equipos.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

Una vez definida la problemática de la investigación y establecido los objetivos general y específicos, es conveniente determinar los aspectos teóricos que sirven de base al estudio, con lo cual se exploran diversas investigaciones previas que figuran como antecedentes, además de múltiples fuentes bibliográficas que aportan información importante sobre el tema en estudio.

2.1 Antecedentes de la Investigación

Ochoa Dávila, Fabio Henry (2012), “**Desarrollo de un control digital para una centrifuga de análisis clínico**”, trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico en la Universidad Ricardo Palma de Perú. La metodología empleada en la investigación corresponde a la modalidad del proyecto factible debido a que se buscó una alternativa de solución a un problema planteado. Ésta investigación tenía como objetivo general, realizar el control digital de las centrifugas de laboratorios clínicos, usando la programación de microcontroladores para el control de velocidad para la realización de las pruebas en laboratorios y así poder tener una mejor manipulación de las centrifugas, ya que usaban velocidad fija y no eran controlables.

La relación de esta investigación con la que se está llevando a cabo consiste en la automatización de una centrifuga de laboratorio, con la diferencia de que se realizará control de velocidad y tiempo con un PIC microcontrolador, además ésta investigación nos contribuye con una idea de cómo realizar el control para la centrifuga.

Asimismo, Días Edwin, Moreno Luis (2013), “**Diseño de una Máquina Centrifuga para Limpieza de Aceites Usados**”, trabajo de grado para optar por el

Título de Ingeniero en Mecatrónica en la Universidad Militar Nueva Granada de Bogotá, Colombia. Ésta investigación tenía como objetivo general, realizar el diseño

mecánico y electrónico, de una máquina centrífuga que separe los metales pesados y elementos que difieran en la composición de aceite para su renovación. Como soporte al desarrollo de nuevas tecnologías se diseñó una máquina centrífuga capaz de alcanzar una velocidad hasta de 100.000 RPM para poder analizar el comportamiento de un aceite usado y ver los resultados de limpieza alcanzada. El diseño conto con una estructura mecánica la cual permitió alcanzar las 100.000 RPM, la parte electrónica capaz de controlar los sensores utilizados dentro del proceso y las simulaciones que garantizan que la estructura se comportara satisfactoriamente a esa velocidad.

Ésta investigación tiene mucha relación con la que se está llevando a cabo ya que nos ayudará con el sistema de control de velocidad para la centrífuga, así como también los estudios matemáticos para el desarrollo del sistema.

Por último, Huamaní Angel (2015), **“Diseño de una Máquina Centrífuga para el Aprovechamiento de las Proteínas del Suero de Leche Mediante la Producción del Requesón a un Humedad Relativa Aproximadamente del 60% con una Capacidad de 1kg/hora, para el Sector Rural”**, trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Mecánico en la Universidad Católica del Perú. Ésta investigación comprende el diseño de una máquina centrífuga, la cual posee como objetivo y función principal el aprovechamiento absoluto de las proteínas del suero de leche, mediante la producción del requesón a una humedad relativa cercana al 60%. La máquina ha sido proyectada exclusivamente para el sector rural por lo cual el motor seleccionado es monofásico con una potencia de 1.5 kW, esto se debe a que en muchas zonas rurales no se cuenta con un sistema trifásico, por ello se deja la opción directa para el motor monofásico; por otro lado, la máquina centrífuga es un prototipo, lo que condiciona que su capacidad de trabajo sea baja, esto es de 1kg/hora de requesón.

Ésta investigación nos proporcionará información de cómo realizar los cálculos adecuados para una bueno centrifugación.

2.2 Bases Teóricas

A continuación se describen los elementos que son de gran importancia para el desarrollo de ésta investigación:

2.2.1 Mezclador

Para García María (2003), Un agitador es un instrumento que tiene la función de mezclar y revolver algunas sustancias por medio de la agitación manual. Un agitador es también conocido como mezclador, el cual, se trata de un dispositivo que se utiliza en los laboratorios de química y biología para mezclar líquidos o preparar disoluciones y suspensiones.

Además de la función de mezclar, un agitador sirve para introducir sustancias líquidas de alta reacción por medio de escurrimiento, de esta manera, el riesgo de causar un accidente se reduce. (Ver figura 1).



Figura 1. Mezclador.

Fuente: <http://www.directindustry.es/> (2005)

2.2.2 Centrifuga de Laboratorio

Para Coulter Beckman (2001), La centrífuga es un equipo de laboratorio que genera movimientos de rotación, tiene el objetivo de separar los componentes que constituyen una sustancia. Hoy en día existen una diversidad de centrifugas que tiene diferentes objetivos, independientemente del tipo de investigación o industria. Por ejemplo: en la rama del laboratorio clínico puede ser utilizado para el análisis de la sangre ya que permite separar el plasma de los otros componentes de la sangre. (Glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas, entre otros). (Ver figura 2).



Figura 2. Centrifuga de Laboratorio.

Fuente: http://clasipar.paraguay.com/centrifuga_para_laboratorio. (2008)

2.2.3 Partes de una Centrifuga de Laboratorio

- Ü Tapa: Impide el acceso a las muestras mientras estas se encuentran bajo acción de la centrifuga.
- Ü Cámara: Espacio físico donde se realiza el proceso de centrifugación. Dentro de esta gira el rotor.
- Ü Interruptor de Encendido: Controla el suministro de energía.
- Ü Tacómetro: Muestra la velocidad a la que gira el rotor, es decir, la velocidad de centrifugación.
- Ü Freno: Permite regular la detención de la centrifuga.
- Ü Control de Velocidad: Permite regular la velocidad de centrifugado.

2.2.4 Tipos de Centrifugas

En los laboratorios se distinguen básicamente tres tipos de centrífuga: las de gran tamaño, las centrífugas de sobremesa y las mini centrífugas. Las centrífugas de gran tamaño y las centrífugas de sobremesa son las que se conocen propiamente como “centrífugas”, mientras que las centrífugas más pequeñas se conocen como mini centrífugas o micro centrífugas. Estas mini centrífugas utilizan tubos de plástico (o “micro tubos) capaces de trabajar con mínimas cantidades de líquidos de muestra.

Las centrífugas de sobremesa son normalmente más sencillas de manejar y proporcionan soluciones de centrifugación más versátiles. Aunque originalmente fueron diseñadas para ser utilizadas en laboratorios con limitaciones de espacio, actualmente se utilizan en todo tipo de laboratorios.

Las centrífugas más grandes suelen ser del tamaño de una lavadora y pueden ser de dos tipos: centrífugas de alta velocidad y ultracentrífugas, que a su vez se distinguen en analíticas y preparativas.

2.2.5 Centrífugas de Sobremesa

También conocidas como centrífugas clínicas, médicas o de baja velocidad, son de tamaño reducido y no cuentan con refrigeración. Alcanzan velocidades máximas de 4000-5000 rpm. Se utilizan para la separación de partículas grandes, como células, en operaciones como concentración de suspensiones celulares, separación de suero o plasma, etc. El tubo tipo es de 16×100 mm o 15 mL de capacidad, con fondo curvo o cónico.

2.2.6 Minicentrífugas

Son una variación de las anteriores y pueden lograr velocidades de giro de 10000 rpm o más. Se usan en el campo de la biología molecular. Utilizan microtubos (también conocidos como tubos Eppendorf) de 0,2 mL, 0,5 mL o 1,5 mL.

2.2.7 Centrífugas de Alta Velocidad

Alcanzan velocidades de entre 18.000 y 25.000 rpm. Normalmente cuentan con sistemas de vacío para evitar el calentamiento del rotor a causa del rozamiento con el aire. Este mismo sistema permite que puedan controlar de una forma más exacta la temperatura que aquellas que no hacen vacío. Son útiles en la separación de fracciones celulares, pero insuficientes para la separación de ribosomas, virus o macromoléculas en general. Normalmente cuentan con sistemas de refrigeración como condensadores y compresores, lo que permite mantener las muestras por debajo de la temperatura ambiente.

2.2.8 Ultracentrífugas

Superan las 50.000 rpm, por lo que tienen sistemas auxiliares para refrigerar no sólo la cámara del rotor donde están las muestras sino también el motor. Pueden alcanzar un alto nivel de vacío y generar 600000 g, lo cual es ya suficiente para separar proteínas pequeñas. Se dividen entre las ultracentrífugas analíticas y las ultracentrífugas preparativas.

2.2.9 Tipos de Rotores para Centrifugas de Laboratorios

2.2.10 Rotor Angular: Los tubos se alojan con un ángulo fijo respecto al eje de giro. Se usan habitualmente para volúmenes grandes de solución de partículas de alta densidad como son bacterias, o levaduras y en la separación isopícnica (isopícnica = de igual densidad, la densidad del medio es igual a la densidad de la partícula) de macromoléculas (ácidos nucleicos, etc.). Los rotores de ángulo fijo se emplean principalmente para sedimentar materiales hasta que formen una masa muy compacta en el fondo del tubo (pellet) y después por decantación, separar fácilmente el sobrenadante del sedimento.

La ventaja de este tipo de rotores es que normalmente permiten una sedimentación más rápida de las sustancia y, puesto que todos sus componentes son fijos, el riesgo de fallos mecánicos se reduce. (Ver figura 3).

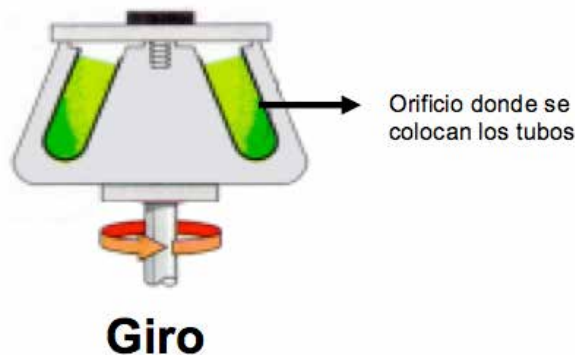


Figura 3. Rotor Angular.

Fuente: <http://www.metrixlab.mx/no-cat/todo-sobre-centrifugas/>. (2004)

2.2.11 Rotor Oscilante: Los tubos se colocan en un dispositivo (cestilla) que, al girar el rotor, se coloca en disposición perpendicular al eje de giro. Así, los tubos giran siempre situados perpendicularmente al eje del giro. Su uso se centra básicamente en la separación de partículas por gradiente de densidad y proporciona una gran versatilidad dado el posible empleo de muy diversos tamaños de tubo en un mismo cabezal. (Ver figura 4).

Figura 4. Rotor Oscilante.

Fuentes: <http://www.metrixlab.mx/no-cat/todo-sobre-centrifugas/>. (2004)

2.2.12 Fuerza Centrífuga: La fuerza centrífuga se genera dentro del equipo estacionario mediante la introducción de un fluido con alta velocidad tangencial a una cámara cilindro cónica, formando un vórtice de considerable intensidad. Los ciclones que se basan en este principio extraen gotas líquidas o partículas sólidas de los gases

2.2.13 Fuerza Centrífuga Relativa: La fuerza centrífuga relativa (F.C.R.) es la fuerza requerida para que se produzca la separación. Las unidades de esta fuerza se expresan en número de veces el valor de la gravedad ($X \cdot g$) y se calcula mediante la ecuación 2:

Ecuación 2.

Siendo $1,118 \times 10^{-5}$ una constante, r = radio de giro o la distancia horizontal (cm) desde el eje de rotación hasta el fondo del tubo y n = velocidad de rotación expresada en revoluciones por minuto (r.p.m.).

El radio de giro es por lo tanto un factor determinante, junto con la velocidad de giro, en el cálculo de la FCR y es específica para cada rotor.

2.2.14 Microcontrolador

Para Gunther y Weiss (2007), Un microcontrolador, es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales, los cuales cumplen una tarea específica. Un microcontrolador incluye en su interior las tres unidades funcionales principales de una computadora: unidad, memoria y periféricos de entrada y salida.

Al ser fabricados, la EEPROM del microcontrolador no posee datos. Para que pueda controlar algún proceso es necesario generar o crear y luego grabar en la EEPROM del microcontrolador algún programa, el cual puede ser escrito en lenguaje ensamblador u otro lenguaje para microcontroladores; sin embargo, para que el programa pueda ser grabado en la EEPROM del microcontrolador, debe ser codificado en sistema numérico hexadecimal que es finalmente el sistema que hace trabajar al microcontrolador cuando éste es alimentado con el voltaje adecuado y asociado con dispositivos analógicos y discretos para su funcionamiento. (Ver figura 6).



Figura 5. Microcontrolador.

2.2.15 Características De Los Microcontroladores

Son diseñados para reducir el costo económico y el consumo de energía de un sistema en particular. Por eso el tamaño de la unidad central de procesamiento, la cantidad de memoria y los periféricos incluidos dependerán de la aplicación.

Un microcontrolador difiere de una unidad central de procesamiento normal, debido a que es más fácil convertirla en una computadora en funcionamiento, con un mínimo de circuitos integrados externos de apoyo.

2.2.16 Motor de Paso

Para Carletti Eduardo (2007), Los motores paso a paso se pueden ver como motores eléctricos sin escobillas. Es típico que todos los bobinados del motor sean parte del estator, y el rotor puede ser un imán permanente o, en el caso de los motores de reluctancia variable (que luego describiremos mejor), un cilindro sólido con un mecanizado en forma de dientes (similar a un engranaje), construido con un material magnéticamente "blando" (como el hierro dulce).

La conmutación se debe manejar de manera externa con un controlador electrónico y, típicamente, los motores y sus controladores se diseñan de manera que el motor se pueda mantener en una posición fija y también para que se le pueda hacer girar en un sentido y en el otro.

La mayoría de los motores paso a paso conocidos se pueden hacer avanzar a frecuencias de audio, lo que les permite girar muy velozmente. Con un controlador apropiado, se los puede hacer arrancar y detenerse en un instante en posiciones controladas. (Ver figura 7).



Figura 6. Motor de Paso.

2.2.17 Características Comunes de los Motores de Paso

- Ø Voltaje: Los motores paso a paso tienen una tensión eléctrica de trabajo. Este valor viene impreso en su carcasa o por lo menos se especifica en su hoja de datos. Algunas veces puede ser necesario aplicar un voltaje superior para lograr que un determinado motor cumpla con el torque deseado, pero esto producirá un calentamiento excesivo y/o acortará la vida útil del motor.
- Ø Resistencia Eléctrica: Otra característica de un motor paso a paso es la resistencia de los bobinados. Esta resistencia determinará la corriente que consumirá el motor, y su valor afecta la curva de torque del motor y su velocidad máxima de operación.
- Ø Grados por Paso: Generalmente, este es el factor más importante al elegir un motor paso a paso para un uso determinado. Este factor define la cantidad de grados que rotará el eje para cada paso completo. Una operación de medio-paso o semi-paso (half step) del motor duplicará la cantidad de pasos por revolución al reducir la cantidad de grados por paso. Cuando el valor de grados por paso no está indicado en el motor, es posible contar a mano la cantidad de pasos por vuelta, haciendo girar el motor y sintiendo por el tacto cada "diente" magnético. Los grados por paso se calculan dividiendo 360 (una vuelta completa) por la cantidad de pasos que se contaron. Las cantidades más comunes de grados por paso son: $0,72^\circ$, $1,8^\circ$, $3,6^\circ$, $7,5^\circ$, 15° y hasta 90° . A este valor de grados por paso usualmente se le llama la resolución del motor. En el caso de que un motor no indique los grados por paso en su carcasa, pero sí la cantidad de pasos por revolución, al dividir 360 por ese valor se obtiene la cantidad de grados por paso. Un motor de 200 pasos por vuelta, por ejemplo, tendrá una resolución de $1,8^\circ$ por paso.

2.2.18 Motores de Paso Unipolar

Los motores unipolares son relativamente fáciles de controlar, gracias a que poseen devanados duplicados. Aunque para facilitar el esquema se dibuja este devanado como una bobina con punto medio, en realidad tienen dos bobinas en cada

eje del estator, que están unidas por extremos opuestos, de tal modo que al ser alimentada una u otra, generan cada una un campo magnético inverso al de la otra. Nunca se energizan juntas: por eso lo correcto es decir que tienen una doble bobina, en lugar de decir (como se hace habitualmente) que es una bobina con punto medio. Esta duplicación se hace para facilitar el diseño del circuito de manejo, ya que permite el uso, en la parte de potencia, de un transistor único por cada uno de los bobinados.

2.2.19 Motores de Paso Bipolares

Los motores bipolares requieren circuitos de control y de potencia más complejos. Pero en la actualidad esto no es problema, ya que estos circuitos se suelen implementar en un integrado, que soluciona esta complejidad en un solo componente. Como mucho se deben agregar algunos componentes de potencia, como transistores y diodos para las contracorrientes, aunque esto no es necesario en motores pequeños y medianos. Como no tienen el doble bobinado de los unipolares (recordemos que en éstos todo el tiempo se está utilizando sólo una de las bobinas duplicadas, mientras la otra queda desactivada y sin ninguna utilidad), los motores bipolares ofrecen una mejor relación entre torque y tamaño/peso.

2.2.20 Motores de Paso de Reluctancia Variable

Los motores de reluctancia variable son los motores paso a paso más simples de manejar. Su secuencia se limita a activar cada bobinado en orden, como lo indica la figura. Es común que estos motores tengan un cable común que une todas las bobinas. Estos motores, si se los mueven a mano, no tienen la sensación "dentada" de los otros motores paso a paso, sino que se mueven libres, como los motores de corriente continua.

2.2.21 Relé

Para Sabaca, Mariano (2006), Es un dispositivo electromecánico que funciona como un interruptor pero que es accionado eléctricamente a través una bobina. El relé consta de un juego de contactos que permiten abrir o cerrar circuitos mediante un electroimán, por eso también se llaman relés electromagnéticos o relevador. (Ver figura 8).

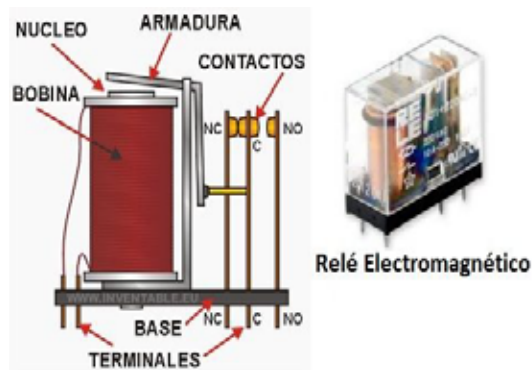


Figura 7. Relé.

Fuente: <http://www.areatecnologia.com/electricidad/rele.html> . (2003)

2.2.22 Display LCD

Para Palacios Enrique (2004), Un display LCD (Liquid Crystal Display) es un display alfanumérico de matriz de puntos (dot-matrix) que sirve para mostrar mensajes a través de caracteres como letras, números o símbolos. La placa del display viene equipada con un microcontrolador (normalmente el modelo HD44780) que se encarga de generar los caracteres, polarizar la pantalla y desplazar el cursor. Además, también viene equipado con una memoria ROM donde están almacenados los caracteres a través de una matriz de puntos, y una memoria RAM donde se pueden almacenar caracteres creados por el usuario. Estos displays disponen de unos pines para conectar un microcontrolador para poder dar instrucciones al display. (Ver figura 9).



Figura 8. Display LCD.

Fuente: <http://diymakers.es/aprender-usar-un-display-lcd/>. (2002)

2.2.23 Conexiones de Displays LCD

Normalmente los displays LCD tienen 16 pines (14 si la pantalla no es retro-iluminada). Las funciones de los pines se describen a continuación: (Ver figura 10).

Pin	Symbol	Level	Function
1	VSS	0V	Power GND
2	VDD	+5V	Power supply for logic
3	V0	–	Operation voltage for LCD
4	RS	H/L	H:Data L:Instruction code
5	R/W	H/L	H:Read L:Write
6	E	H/L	Enable signal
7	DB0	H/L	Data bus line
8	DB1	H/L	
9	DB2	H/L	
10	DB3	H/L	
11	DB4	H/L	
12	DB5	H/L	
13	DB6	H/L	
14	DB7	H/L	
15	BLA	+5V	Power supply for LED backlight
16	BLK	0V	

Figura 9. Descripción de Pines de un Display LCD.

Fuente: <http://diymakers.es/aprender-usar-un-display-lcd/> . (2002)

2.2.24 Pulsador

Un botón o pulsador es un dispositivo utilizado para realizar cierta función. Los botones son de diversas formas y tamaños y se encuentran en todo tipo de dispositivos, aunque principalmente en aparatos eléctricos y electrónicos.

Puede ser un contacto normalmente abierto en reposo NA, o con un contacto normalmente cerrado en reposo NC.

2.2.25 Motores Monofásicos de Corriente Alterna

Para Stephen J. Chapman (2000), Los motores monofásicos de corriente alterna tienen una construcción idéntica al motor trifásico de inducción, sólo que tienen una gran limitación ya que sólo poseen una fase en el devanado del estator y por lo tanto el campo magnético en estos motores monofásicos no gira, sino únicamente oscila,

haciéndose primero más grande y luego más pequeño, pero manteniéndose siempre en la misma dirección.

Esta limitante hace que motor monofásico de inducción no tenga par de arranque propio, y si se hace girar el rotor en cualquier dirección mientras el devanado monofásico este excitado, el motor desarrollará un par en esa dirección.

2.2.26 Construcción de Motores Monofásicos de Corriente Alterna

En cuanto a la construcción del motor monofásico de inducción, hay que señalar que el rotor de cualquier motor monofásico de inducción es intercambiable con algunos polifásicos de jaula de ardilla. No hay conexión física entre el rotor y el estator, y hay un entrehierro uniforme entre ellos.

Debido a que los motores monofásicos de inducción no generan por si solos par de arranque, se tienen dos devanados: el de marcha o principal; y el auxiliar o de arranque, cuya finalidad es producir el giro del rotor.

Tanto el devanado principal como el auxiliar, están distribuidos en ranuras espaciadas uniformemente alrededor del estator; sin embargo, el último se encuentra alojado en ranuras con orientación desplazada 90° en el espacio eléctrico con respecto a las del devanado principal. (Ver figura 10).



Figura 10. Motor Monofásico de Corriente Alterna.

Fuente: <http://www.directindustry.es/prod/neckar/product-26816-1237983.html> . (2000)

Una vez definidos los elementos y teorías que abarcan el desarrollo de ésta investigación, también es necesario estudiar el líquido o componente que será sometido a los procesos que ésta investigación pretende desarrollar:

2.2.27 Sangre

Para Piquera Agustino (2006), La sangre es tejido vivo formado por líquidos y sólidos. La parte líquida, llamada plasma, contiene agua, sales y proteínas. Más de la

mitad del cuerpo es plasma. La parte sólida de la sangre contiene glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. (Ver figura 11).

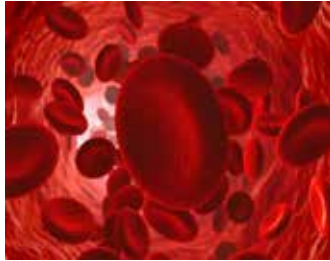


Figura 11. La Sangre.

Fuente: <http://www.milenio.com/> . (2006)

2.2.28 Componentes de la Sangre

La sangre se compone de plasma, suero, glóbulos blancos (células que combaten los cuerpos extraños) y globos rojos (células que transportan oxígeno). La principal diferencia entre plasma y suero se encuentra en sus factores de coagulación. Una sustancia llamada fibrinógeno es esencial en la coagulación de la sangre.

El plasma sanguíneo contiene este fibrinógeno. Básicamente, cuando se separan el suero y plasma de la sangre, el plasma aún conserva el fibrinógeno que ayuda a la coagulación, mientras que el suero es la parte de la sangre que queda después de quitar este fibrinógeno.

El plasma es un líquido amarillento y claro que es parte de la sangre. También se encuentra en las linfas o en fluidos intramusculares. Esta es la parte de la sangre que contiene fibrina y otros factores de coagulación. El plasma hace el 55% del volumen total de sangre. El principal componente del plasma sanguíneo es el agua.

El suero es la parte líquida de la sangre después de la coagulación. Contienen 6-8% de las proteínas que forman la sangre. Están más o menos, igualmente divididas entre la albúmina y las globulinas de suero. Cuando la sangre es extraída y dejada a coagular, el coágulo se reduce después de algún tiempo. El suero se exprime fuera una vez que este coágulo se reduce. Las proteínas en el suero normalmente están separadas por un proceso llamado electroforesis.

2.3 Definición de Términos

Coagulación: Se denomina coagulación al proceso por el cual la sangre pierde su liquidez convirtiéndose en un gel, para formar un coágulo. Este proceso potencialmente desemboca en la hemostasis, es decir, en el cese de la pérdida de sangre desde un vaso dañado, seguida por su reparación. El mecanismo de coagulación involucra la activación, adhesión y agregación plaquetaria, junto con el depósito y maduración de la fibrina.

Venopunción: La venopunción es la extracción de sangre de una vena, generalmente tomada por un profesional sanitario. También se conoce con el nombre de punción venosa.

Bioanálisis: El bioanálisis es una especialidad de las ciencias de la salud que posibilita el desarrollo de pruebas y estudios de laboratorio para la medición de las sustancias que se encuentran en el organismo. Gracias a estos análisis es posible diagnosticar y tratar diversas enfermedades y trastornos.

Fuerza Centrífuga: Es la fuerza que se genera cuando un objeto rota alrededor de un punto, para separar sólidos suspendidos en un medio líquido por sedimentación o para separar líquidos de diversa densidad. Los movimientos rotacionales permiten generar fuerzas mucho más grandes que la gravedad, en períodos controlados de tiempo.

Sedimentación: La sedimentación consiste, en la separación por la acción de la gravedad de las partículas suspendidas cuyo peso específico es mayor que el agua y no pueden extenderse en las unidades de pre-tratamiento, por su finura o densidad, si pueden separarse por flotación.

Rotor: Es la pieza de una máquina electromagnética o de una turbina que gira dentro de un elemento fijo.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1 Tipo de Investigación

La presente investigación se enmarcara bajo la modalidad de proyecto factible. Se denomina Proyecto Factible a la elaboración de una propuesta viable, destinada para atender necesidades específicas a partir de un diagnóstico. El Manual de Tesis de Grado y Especialización y Maestría y Tesis Doctorales de la Universidad Pedagógica Libertador, (2003), plantea: “Consiste en la investigación, elaboración y desarrollo de un modelo operativo viable para solucionar problemas, requerimientos necesidades de organizaciones o grupos sociales que pueden referirse a la formulación de políticas, programas, tecnologías, métodos, o procesos. El proyecto debe tener el apoyo de una investigación de tipo documental, y de campo, o un diseño que incluya ambas modalidades.

Del mismo modo, Arias, (2006), señala: “Que se trata de una propuesta de acción para resolver un problema practico o satisfacer una necesidad. Es indispensable que dicha propuesta se acompañe de una investigación, que demuestre su factibilidad o posibilidad de realización”.

De lo antes planteado, se concluye que para llevar a cabo el proyecto factible, lo primero que debe realizarse es un diagnóstico de la situación planteada; en segundo lugar, es plantear y fundamentar con basamentos teóricos la propuesta a elaborar y establecer, tanto los procedimientos metodológicos así como las actividades y los recursos necesarios, para llevar adelante la ejecución. Aunado a esto, se realizará el estudio de factibilidad del proyecto y, por último, la ejecución de la propuesta con su respectiva evaluación.

3.2 Diseño de la Investigación

Éste trabajo está apoyado en una investigación de campo, tipo descriptivo y documental. Que según el manual de la UPEL (2005) destaca que:

La investigación de campo es el análisis sistemático de problemas en la realidad con el propósito, bien sea de describirlos, interpretarlos, entender su naturaleza y factores constituyentes, explicar sus causas y efectos o producir su ocurrencia, haciendo uso de métodos característicos de cualquier paradigma o enfoques de investigaciones conocidas o en desarrollo.

3.3 Nivel de la Investigación

Para este trabajo de grado se consideró realizar una investigación descriptiva, según Sabino (1986) “La investigación de tipo descriptiva trabaja sobre realidades de hechos, y su característica fundamental es la de presentar una interpretación correcta. Para la investigación descriptiva, su preocupación primordial radica en descubrir algunas características fundamentales de conjuntos homogéneos de fenómenos, utilizando criterios sistemáticos que permitan poner de manifiesto su estructura o comportamiento. De esta forma se pueden obtener las notas que caracterizan a la realidad estudiada”.

3.4 Población y muestra

La población es un conjunto de individuos de la misma clase, limitada por el estudio. Según Tamayo y Tamayo, (1997), “La población se define como la totalidad del fenómeno a estudiar donde las unidades de población posee una característica común la cual se estudia y da origen a los datos de la investigación”.

La muestra es la que puede determinar la problemática ya que les capaz de generar los datos con los cuales se identifican las fallas dentro del proceso. Según Tamayo, T. Y Tamayo, M (1997), afirma que la muestra “ es el grupo de individuos que se toma de la población, para estudiar un fenómeno estadístico”

Ésta investigación abarcara una población de 4 laboratorios clínicos de bioanálisis, la muestra serán los pacientes a los cuales se les extraerá la sangre para verificar el funcionamiento del equipo.

3.5 Técnicas e Instrumentos de recolección de datos

En ésta investigación se usará como técnica la encuesta y observación directa, por otra parte se usará como instrumento el cuestionario lista de cotejo.

La Entrevista, para Arias F. (1.997), es un “Método o técnica que consiste en obtener información acerca de un grupo de individuos. Puede ser oral (entrevista) o escrita (cuestionario)”.

Por otra parte, la observación directa, según Arias (1999), indica que la observación directa consiste “en visualizar o captar mediante la vista, en forma sistemática, cualquier hecho, fenómeno o situación que se produzca en la naturaleza o en la sociedad, en función de unos objetivos de la investigación pre-establecidos”.

Por último, Hernández, Fernández y Baptista (2003), señalan que “un cuestionario consiste en un conjunto de preguntas respecto a una o más variables a medir”.

3.6 Fases Metodológicas

Para el desarrollo de las fases metodológicas se colocaran los objetivos específicos y se hará una breve descripción de cómo se van a desarrollar, exponiendo y explicando lo que se pretende obtener con cada objetivo para poder llevar a cabo el desarrollo del equipo compacto de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

Fase I: Estudio de los equipos actuales de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre en los laboratorios clínicos de bioanálisis.

En ésta fase se utilizará la técnica de observación directa, para obtener información de los equipos actualmente existentes en los laboratorios clínicos de bioanálisis y así desarrollar una lista con los modelos utilizados verificando su modo de operación, control y confiabilidad de los equipos, aplicando como herramienta un cuestionario de lista de cotejo, así como también la encuesta.

Asimismo, se estudiará las principales fallas que se generan en los equipos al momento de la ejecución de cada proceso que se le realiza a la sangre y el tiempo en que se generan las mismas.

Fase II: Diseño del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

En ésta fase se seleccionaran los componentes electrónicos necesarios para poder diseñar el equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis, así como también se desarrollaran los planos electrónicos de cada etapa que permitirá el funcionamiento del equipo, y también se hará el diseño de la estructura del equipo propiamente dicho. Cabe mencionar que para esta fase se hará uso de la técnica de observación directa para obtener información de cómo están diseñados los equipos de mezclado y centrifugado de sangre actuales y así recopilar datos que serán de gran utilidad para el desarrollo de ésta fase.

Por otra parte, cabe mencionar que para el diseño del equipo se usará la investigación documental o revisión bibliográfica, que de acuerdo a lo planteado según Arias (2004) expresa que la “investigación documental “es un proceso basado en la búsqueda, recuperación, análisis, crítica e interpretación de datos secundarios, es decir, los obtenidos y registrados por otros investigadores en fuentes documentales: impresas, audiovisuales o electrónicas”.

Fase III: Construcción de prototipo del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

En ésta fase lo que se hará es la construcción de un prototipo donde se pueda verificar el funcionamiento del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

El equipo será gobernado por un microcontrolador que será el centro principal desde el cual se podrán realizar todas las funciones que se quieran llevar a cabo; además el equipo estará compuesto por una pantalla LCD donde se podrá visualizar un menú con las diversas tareas que podrán realizarse, así como también se mostrará el tiempo de centrifugado, velocidad de centrifugado, entre otras, a su vez tendrá un teclado que le permitirá al usuario seleccionar el proceso a efectuar, así como también establecer las condiciones necesarias para obtener resultados apropiados.

En lo concerniente al proceso de mezclado, el microcontrolador se encargará de alimentar un motor paso a paso para realizar los movimientos de una base que se

encontrará acoplada a su eje y en donde se introducirán los tubos de ensayo con la sangre, para evitar que se coagule, es decir para mantener en movimiento la sangre. Ésta etapa de mezclado contará con un sensor que detendrá el movimiento del motor cuando el usuario introduzca la mano para extraer una muestra de sangre del mezclador, a su vez tendrá la opción de temporizado y control de velocidad definido por el usuario al inicio del proceso.

En el proceso de centrifugado, el microcontrolador se hará cargo de enviar una señal de control para alimentar un motor monofásico AC, dicho motor efectuará el movimiento circular de un eje en el cual irá acoplado un rotor de ángulo fijo donde se introducirán los tubos para poder ser centrifugados. Ésta parte del equipo poseerá un variador de velocidad que permitirá alcanzar altas y bajas velocidades, dependiendo de lo que se requiera.

El prototipo estará dotado de una tapa protectora, la cual contendrá un sensor magnético que no permitirá realizar el proceso de centrifugado en caso de que se encuentre abierta la tapa y se ejecutará una alarma en dicha condición, esto por motivos de seguridad para el usuario.

Por último, el prototipo será de fácil manejo para el usuario además de que le permitirá un ámbito de trabajo más ergonómico.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

Fase I: Estudio de los equipos actuales de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre en los laboratorios clínicos de bioanálisis.

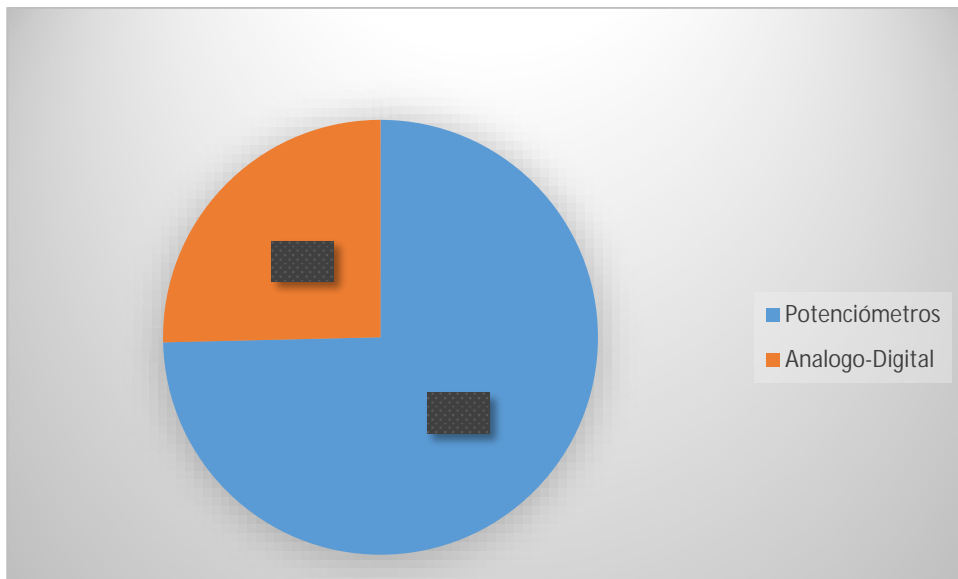
Para el estudio de los equipos de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre que se encuentran actualmente en los laboratorios clínicos de bioanálisis, se tomó como población 4 laboratorios con el fin de poder obtener información del modo de operación, control y confiabilidad de los equipos, así como también indagar sobre las fallas más comunes y cuan amigables son para el usuario, para ello se aplicó la técnica de encuesta y observación directa , además de usar un cuestionario con ciertas interrogantes necesarias para el desarrollo del trabajo realizado.

A continuación se presentan detalladamente las interrogantes planteadas con los respectivos resultados obtenidos.

4.1 Preguntas Realizadas

4.1.2 ¿Qué tipo de centrifuga usa en su laboratorio?

De los 4 laboratorios tomados como población, 3 cuentan con centrifugas de mesa con modo de operación de velocidad y tiempo con potenciómetros, y un laboratorio cuenta con una centrifuga de mesa con selección de tiempo mediante pulsadores visualizado en display 7 segmentos y la velocidad es controlada por un potenciómetro y es observada mediante un tacómetro analógico. (Ver Gráfica 1).

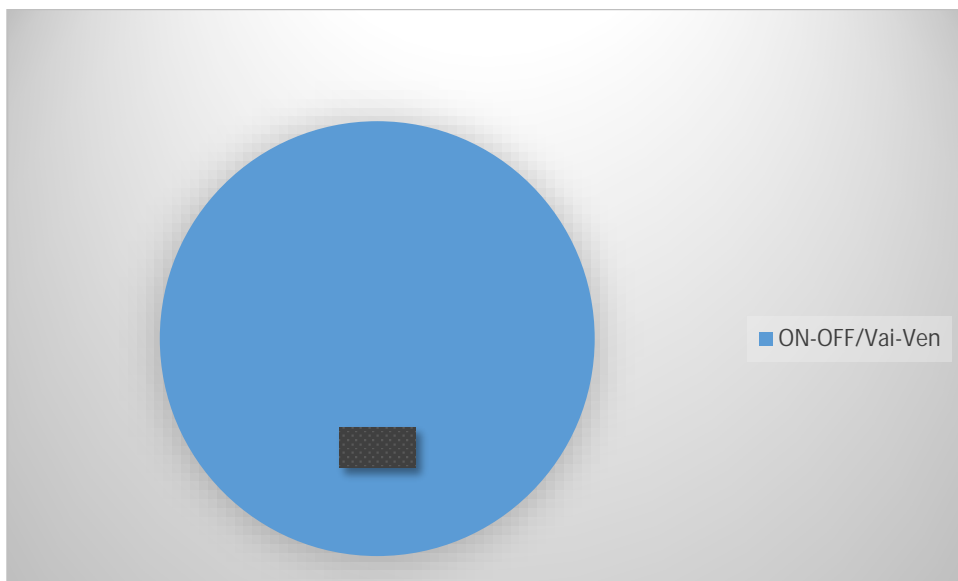


Gráfica 1. Tipo de Centrifugas en los Laboratorios.

Fuente: El Autor (2017)

4.1.3 ¿Qué tipo de mezclador usa en su laboratorio?

Los 4 laboratorios tomados como población cuentan con mezcladores tipo vaivén, con modo de operación ON-OFF. (Ver Gráfica 2).

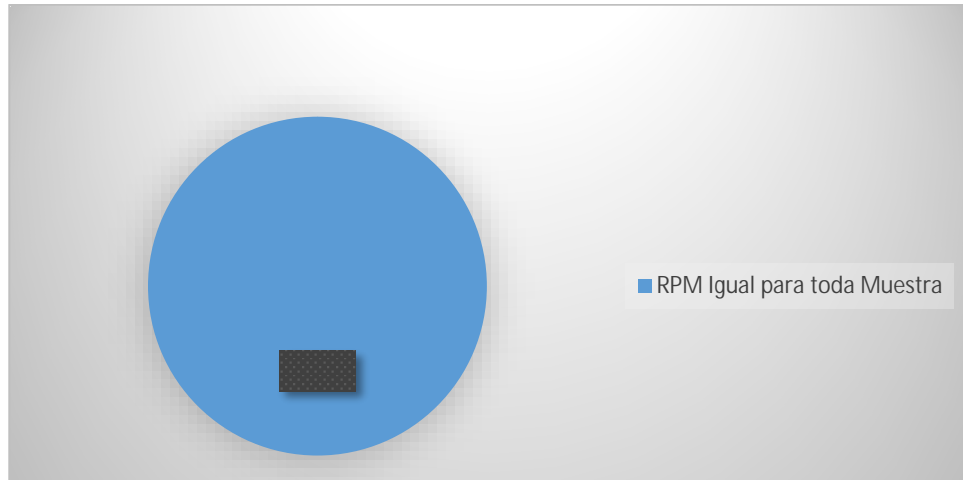


Gráfica 2. Tipos de Mezcladores en los Laboratorios.

Fuente: El Autor (2017)

4.1.4 ¿Siempre se centrifuga y se mezcla a una sola velocidad?

Los encargados de los 4 laboratorios encuestados respondieron que por lo general centrifugan a una sola velocidad, aunque es necesario saber la velocidad específica dependiendo de lo que se desee obtener. (Ver Gráfica 3)

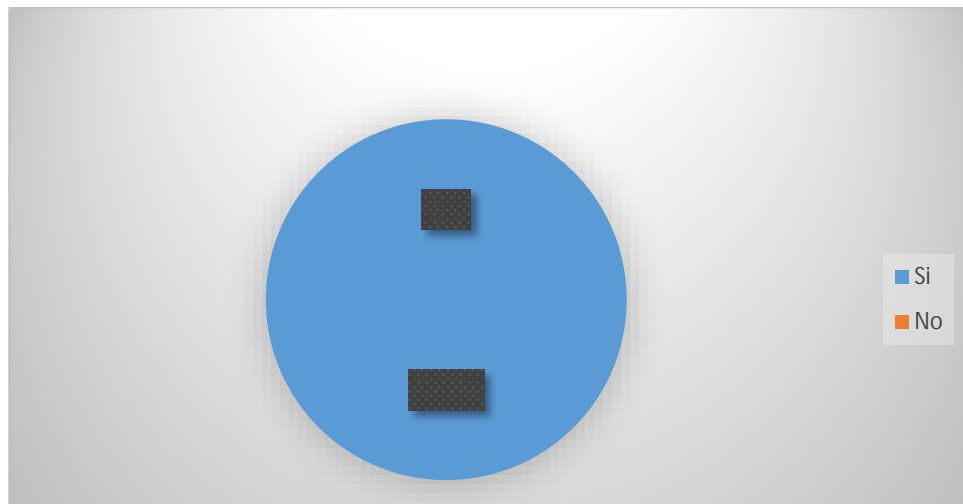


Gráfica 3. Velocidades de Mezclado y Centrifugado.

Fuente: El Autor (2017)

4.1.5 ¿Su proceso de mezclado y centrifugado actual es por separado?

En la visita de los 4 laboratorios los especialistas en bioanálisis informaron que el proceso de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre son en equipos diferentes, es decir, que cada proceso es por separado.

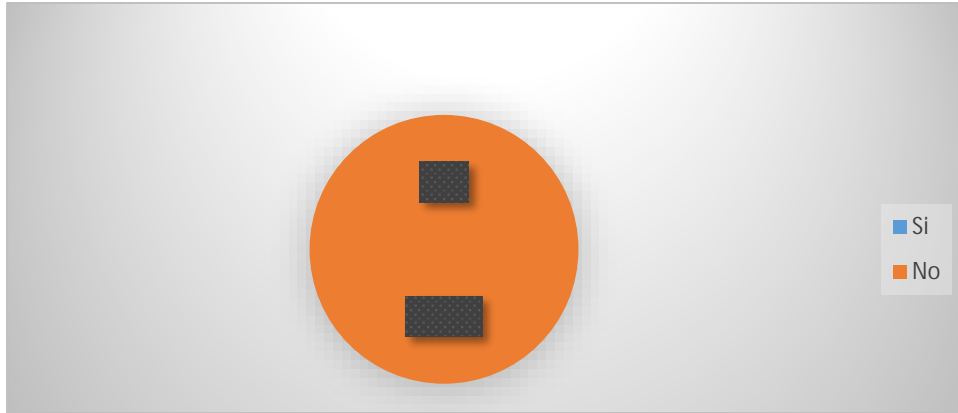


Gráfica 4. Procesos Independientes.

Fuente: El Autor (2017)

**4.1.6 ¿Ha manipulado algún equipo donde se encuentre los dos procesos juntos?
(Mezclado y Centrifugado)**

En los laboratorios visitados los especialistas en bioanálisis encargados, informaron que no han manipulado un equipo donde se encuentren integrado los dos procesos.

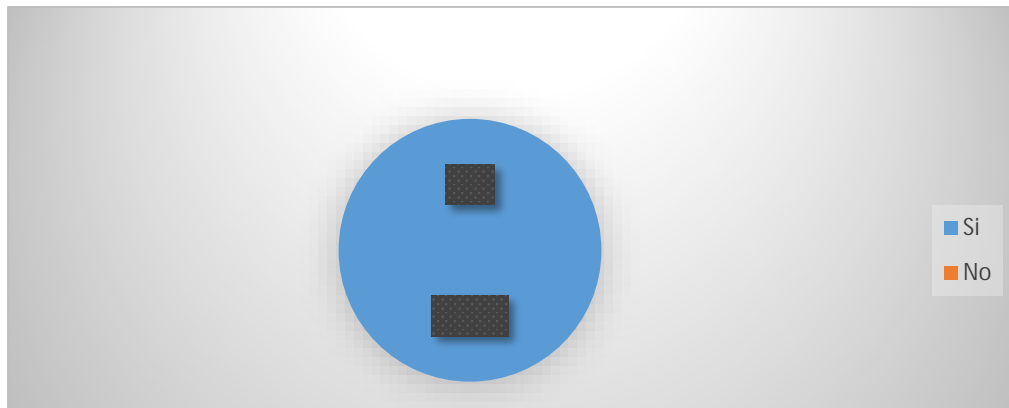


Gráfica 4. Manipulación de Procesos Juntos.

Fuente: El Autor (2017)

4.1.7 ¿Sería de gran utilidad usar en su laboratorio un equipo donde se pueda mezclar y centrifugar al mismo tiempo?

Los especialistas en bioanálisis encuestados informaron que sería de gran utilidad un equipo donde se encuentren los dos procesos integrados, ya que les ahorraría costos y espacio en los laboratorios, además que ayudaría a un mejor desempeño al momento de la evaluación de los componentes de la sangre.



Gráfica 4. Utilidad del Equipo.

Fuente: El Autor (2017)

Fase II: Diseño del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

El desarrollo del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre consta de varios diseños que abarcan desde la estructura física o armazón, hasta el diseño de los circuitos que componen el funcionamiento del equipo, así como también la programación del microcontrolador que gobernará todas las acciones que realizará el equipo.

4.2 Diseño de la estructura física.

Para el diseño de la estructura física del equipo se usó el software SolidWorks, un software que permite realizar piezas que pueden ser vistas en tres dimensiones y a continuación se muestran cada una de las partes de la estructura física del equipo desde el software antes mencionado:

4.2.1 Medidas para el diseño del equipo.

Las medidas para el diseño del equipo se muestran detalladamente a continuación:

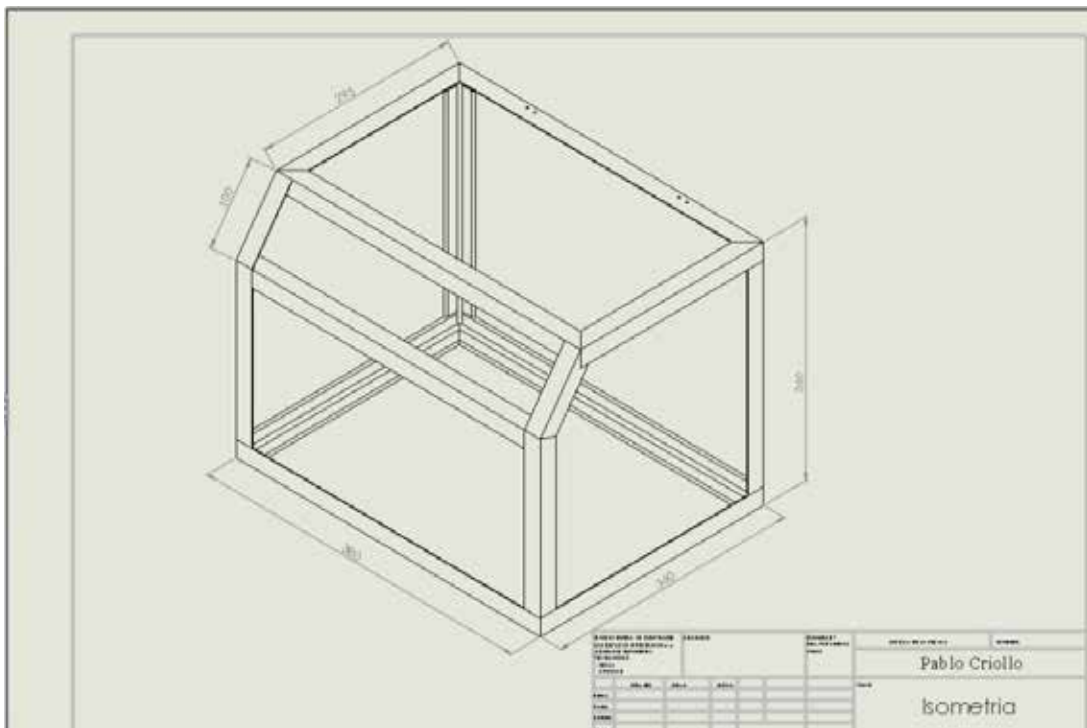


Figura 12. Medidas del Equipo.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.2 Vista frontal del equipo.

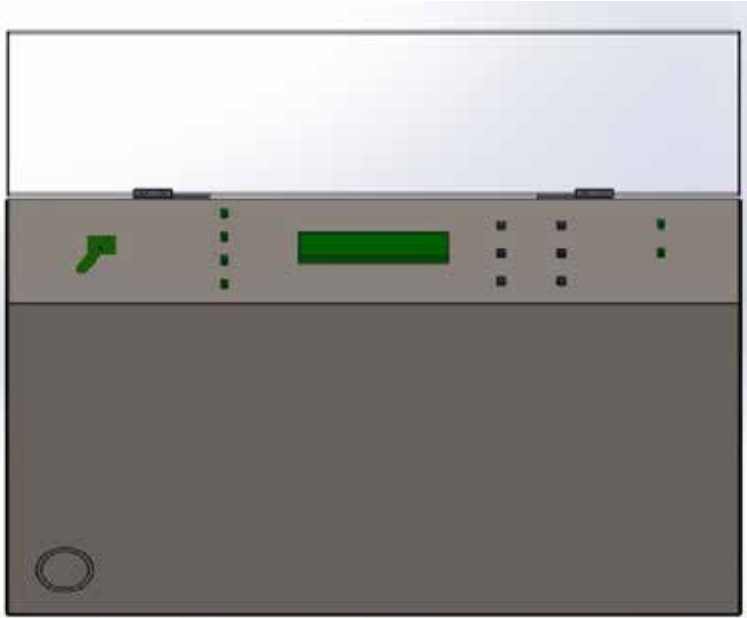


Figura 13. Vista Frontal.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.3 Vista lateral del equipo.

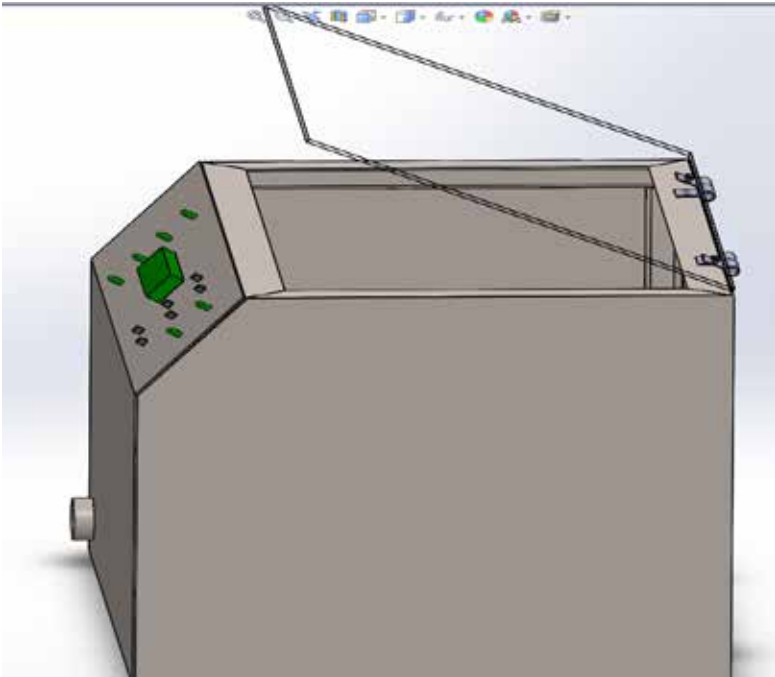


Figura 14. Vista Lateral.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.4 Despiece de vista lateral.

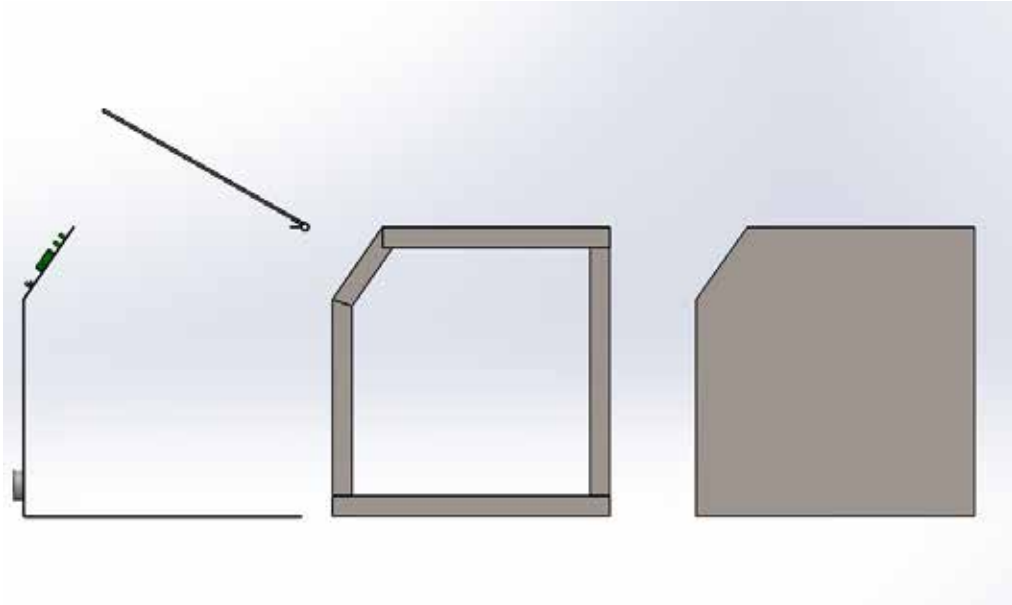


Figura 15. Despiece Lateral.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.5 Vista Completa del equipo.

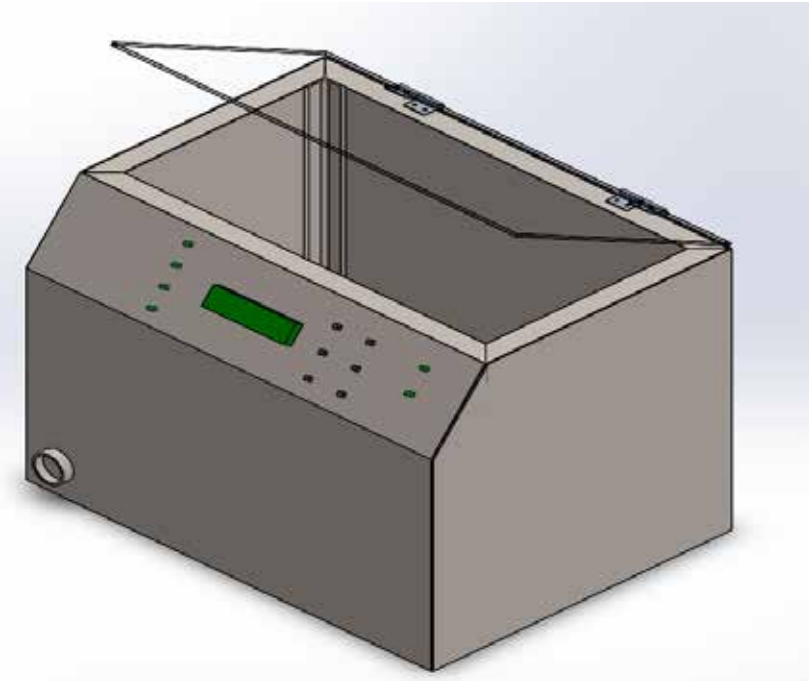


Figura 16. Vista Completa.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.6 Despiece completo del equipo.

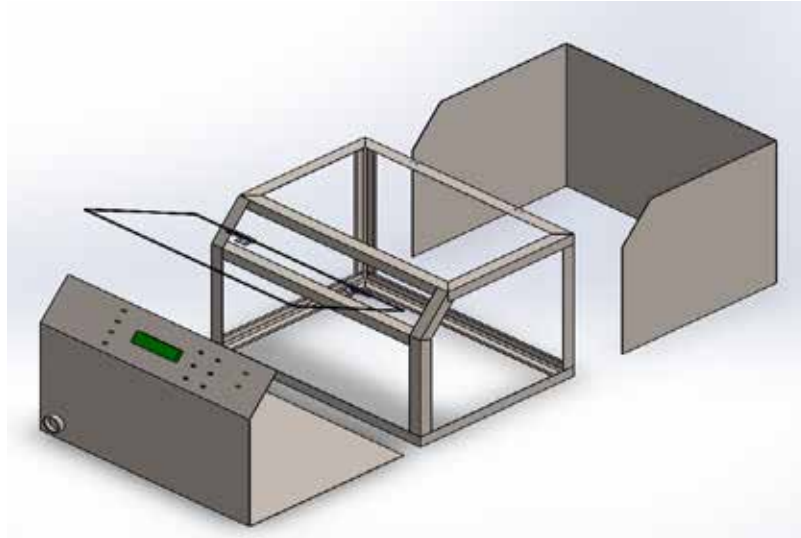


Figura 17. Despiece Completo.

Fuente: El Autor (2017)

4.2.7 Diseño del rotor de la centrifuga.

El diseño del rotor de la centrifuga se realizó de la misma manera que la estructura física en el software SolidWorks, dicho rotor es de ángulo fijo, llamado así porque los tubos al ser insertados se mantienen en una posición con un ángulo fijo de aproximadamente 45 grados, con el fin de poder cumplir con las condiciones necesarias para que se pueda ejecutar una buena centrifugación, ya que si se diseña de otra manera no se lograrían los resultados apropiados al momento de centrifugar.

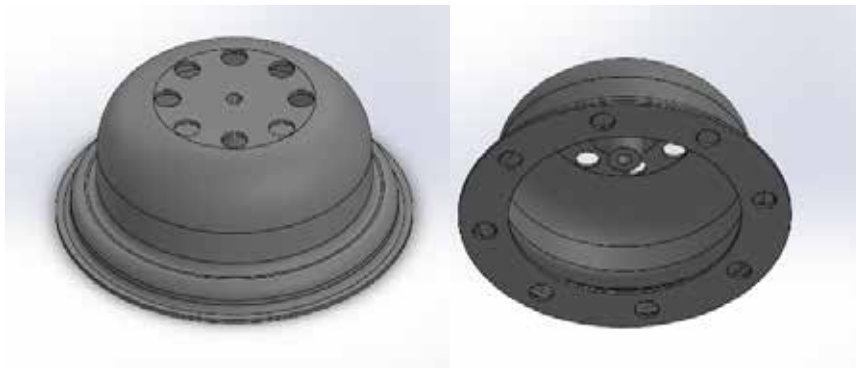


Figura 18. Rotor de la Centrifuga.

Fuente: El Autor (2017)

4.3 Diseño del software.

El elemento más destacado para el diseño del software lo conforma un microcontrolador, específicamente el PIC16F877. Este es un circuito integrado programable mediante el cual podemos realizar el control de distintos periféricos. El lenguaje de programación seleccionado es el C, ya que es un lenguaje muy familiar y amigable. Del mismo modo, el desarrollo de la programación se realizó en el software PIC C Compiler, el cual nos permite trabajar de una manera fácil y además nos permite programar y hacer la compilación del código fuente.

Por otro lado, se dispone del software PICKit3 el cual permite pasar el programa desde la computadora hacia el microcontrolador mediante el programador de PIC del mismo nombre.

4.3.1 Entorno de programación del PIC C Compiler.

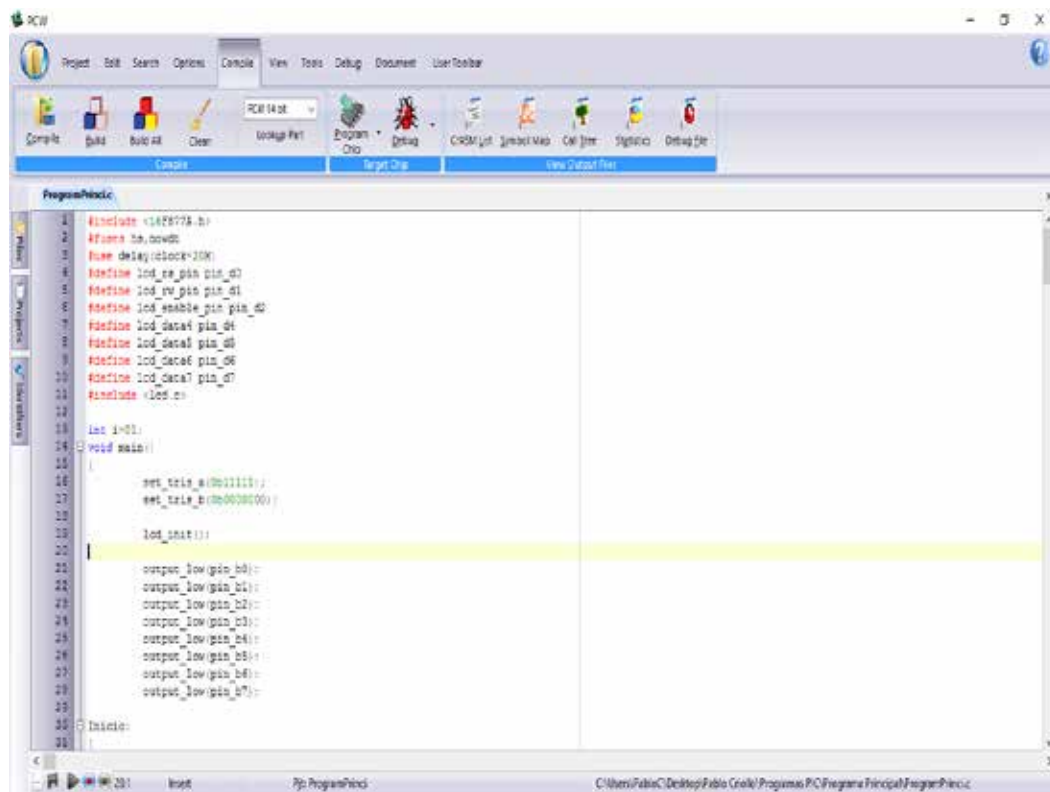


Figura 19. Entorno de Programación.

Fuente: El Autor (2017)

4.4 Diseño del circuito.

Para el diseño del circuito que conformará el equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre se usó el software Proteus, mediante el cual se pudieron hacer los diferentes tipos de conexiones y se pudo simular el funcionamiento de cada una de las acciones que realizará el microcontrolador para poder poner en marcha el equipo.

4.4.1 Diseño del circuito de control en Proteus.

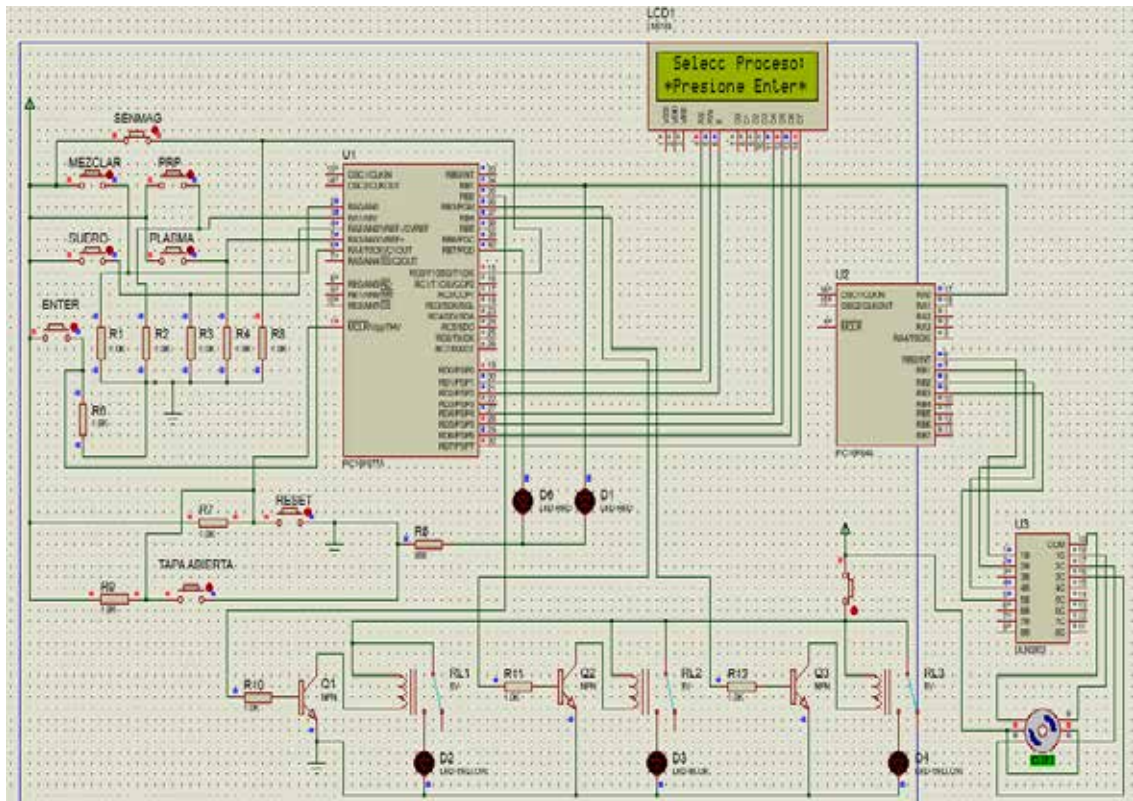


Figura 22. Esquema del Circuito.

Fuente: El Autor (2017)

4.4.2 Diseño del circuito de alimentación del equipo.

El diseño del circuito que alimenta al equipo se realizó en el software PSIM, un software que nos permite ver el comportamiento de un circuito, de manera tal, que podemos observar como son las entradas y las salidas ya sea a través de graficas o valores digitalizados. A continuación se muestra el diseño del circuito para alimentar el equipo:

4.4.3 Etapa de rectificación de voltaje.

En ésta etapa se tomó la señal proveniente de un transformador de 110VAC/20VAC, para luego alimentar a un rectificador de onda completa tipo puente, el cual permitirá obtener una señal DC que es necesaria para alimentar otra etapa donde se reduce el voltaje a través de un regulador LM7805 para la alimentación del circuito de control gobernado por el microcontrolador.

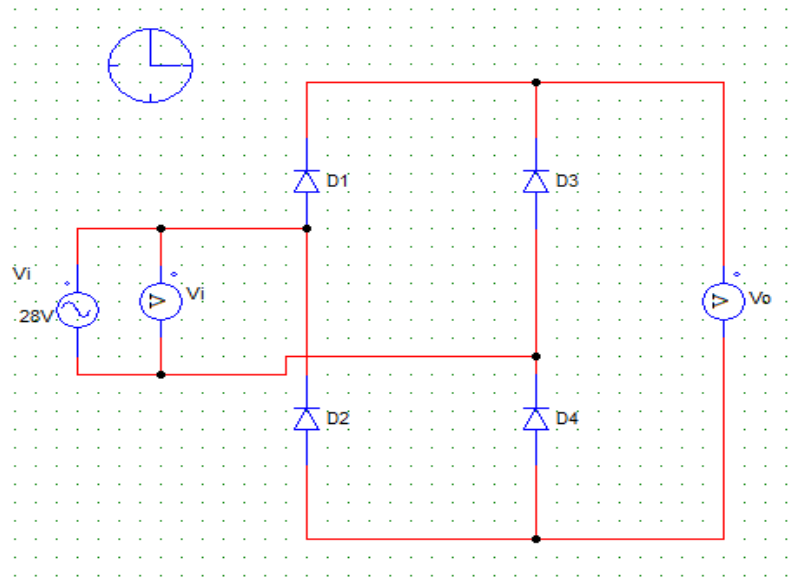


Figura 23. Circuito del Rectificador de Onda Completa Tipo Puente.

Fuente: El Autor (2017)

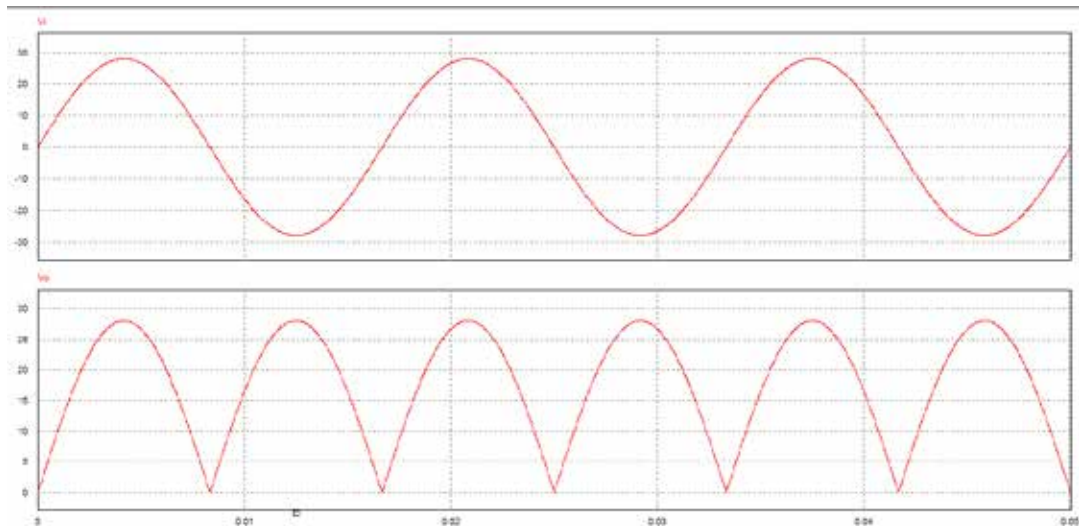


Figura 24. Gráfica de Voltaje de Entrada y Salida del Rectificador.

Fuente: El Autor

Fase III: Construcción de prototipo del equipo de mezclado y centrifugado de las muestras de sangre para los laboratorios clínicos de bioanálisis.

Construcción de la estructura o armazón.

La estructura está formada por ángulos de 2 mm, que están soldados acorde al diseño realizado anteriormente en el software SolidWorks, con la finalidad de obtener una estructura del equipo fuerte y firme, además estos ángulos luego de ser soldados se le aplicó una pintura anticorrosiva y capaz de resistir al oxido. Por otra parte, una vez que se le aplicó la pintura anticorrosiva con los ángulos ya soldados, se revistió la estructura con una lámina de acero inoxidable de 1 mm de espesor para darle forma al equipo, aunado a esto, cabe mencionar que la lámina de acero inoxidable le da un buen acabado al equipo y una muy buena presentación. A continuación se muestran las imágenes de construcción de la estructura:

5.1 Estructura base del equipo.



Figura 25. Estructura del Equipo.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.2 Vista lateral de la estructura base del equipo.



Figura 26. Estructura del Equipo Vista Lateral.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.3 Estructura forrada con lámina de acero inoxidable.



Figura 27. Estructura Forrada.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.4 Vista frontal estructura forrada.



Figura 28. Estructura Frontal Forrada.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.5 Construcción del rotor de la centrifuga.

La construcción del rotor de la centrifuga se realizó con una base circular de acero inoxidable, el cual cuenta con 8 orificios equidistantes entre sí en la capa superior por donde se insertaran los tubos con sangre y los mismos reposaran sobre una base que se encuentra en la parte inferior con 8 orificios que permiten que el tubo pueda sostenerse, y además de que el tubo quede posicionado con un ángulo de aproximadamente 45 grados, el cual es necesario para una buena centrifugación.



Figura 29. Rotor de la Centrifuga.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.6 Medición de las RPM del motor del proceso de centrifugación.

Para la medición de las RPM del motor empleado en el diseño del prototipo se usó un tacómetro Laser EXTECH INSTRUMENTS mediante el cual se verificaron las velocidades que suministra el motor sin carga al momento de entregarle energía eléctrica a cada devanado. Las características del motor usado se muestran a continuación (Ver Figura 31.):



Figura 31. Motor AC Monofásico

Fuente: El Autor (2017)

Para el proceso de medición de las velocidades del motor, se inició suministrando energía eléctrica a través de un cable amarillo el cual según la placa del motor indica que es la velocidad baja, pero como no se tenía un valor numérico se procedió a medir con el tacómetro laser. A continuación se muestra en la Figura 32 la velocidad obtenida:



Figura 32. Medición Velocidad Baja del Motor.

Fuente: El Autor (2017)

Una vez obtenido el valor en RPM de la velocidad baja, se suministró energía eléctrica a través de un cable azul, el cual según la placa del motor indica que es la velocidad media, y se procedió a medir las RPM. A continuación se muestra en la Figura 33 la velocidad obtenida:



Figura 33. Medición Velocidad Media del Motor.

Fuente: El Autor (2017)

Por último, se suministró energía eléctrica a través de un cable negro, el cual indica la placa del motor que es la velocidad alta, y seguidamente se procedió a medir con el tacómetro la velocidad alcanzada. A continuación se muestra en la Figura 34 la velocidad obtenida:



Figura 34. Medición Velocidad Alta del Motor.

Fuente: El Autor (2017)

Al obtener los valores en RPM de las velocidades del motor, se pudo verificar mediante una tabla que es conocida como nomógrafo, que las velocidades que alcanza el motor se encuentran dentro de los rangos permitidos para poder ejecutar una centrifugación adecuada para la obtención de plasma, suero y plasma rico en plaquetas (PRP). (Ver Figura 35.)

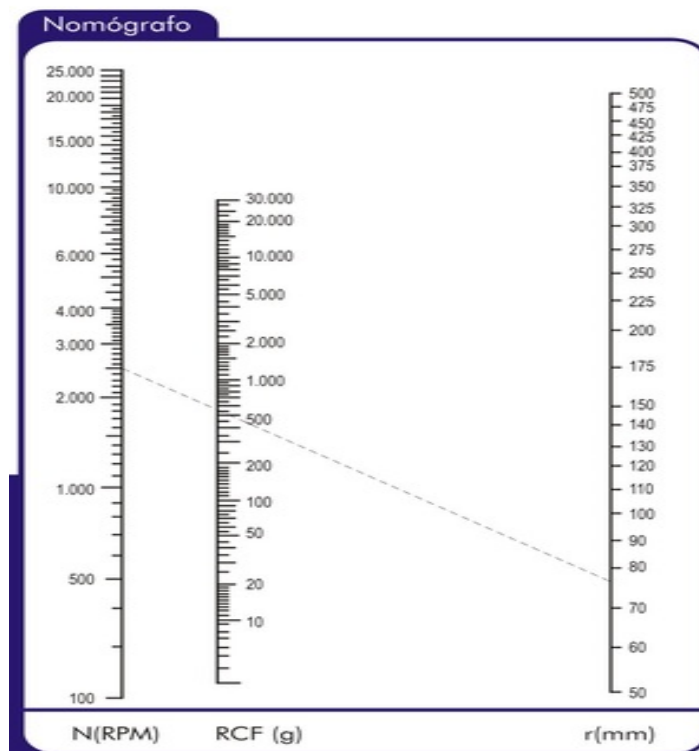


Figura 35. Nomógrafo

Fuente: El Autor (2017)

5.1.7 Cálculo de las FCR (fuerza centrífuga relativa) mediante RPM obtenidas.

Considerando las velocidades en RPM obtenidas con las mediciones realizadas con el tacómetro y conociendo el radio en cm que existe desde el eje del rotor hasta el fondo del tubo, se realizaron los cálculos pertinentes para obtener las FCR para cada velocidad mediante la Ecuación 2 descrita en el marco teórico. A continuación se muestran los cálculos realizados:

Velocidad Baja 1748 RPM

Velocidad Media 1899 RPM

Velocidad Alta 2193 RPM

Realizados los cálculos de las FCR, se verifico mediante el nomógrafo que los valores obtenidos son adecuados para poder ejecutar una buena centrifugación.

5.1.8 Construcción de la base del mezclador.

La construcción de la base del mezclador no se realizó debido a que el autor disponía de dicha base, así mismo, es necesario mencionar que la base tiene la capacidad de soportar 20 tubos con sangre y la misma es de fácil acople al rotor del motor que la hace girar.



Figura 30. Base del Mezclador.

Fuente: El Autor (2017)

5.1.9 Motor de paso usado para mezclar.

El motor de paso usado para poder ejecutarse el proceso de mezclado, es del tipo unipolar, ya que el autor lo disponía. A continuación en la Figura 31 se muestra el motor utilizado:



Figura 31. Motor de Paso Unipolar.

Fuente: El Autor (2017)

6.1 Puesta en marcha del equipo.

Para la puesta en marcha del equipo se cuenta con un panel frontal el cual dispone de una pantalla LCD donde se muestran los diferentes procesos que puede realizar el usuario con el equipo . El panel es de fácil manejo y amigable, ya que a través de unos pulsadores debidamente identificados con números del 1 al 6 podrán ejecutar el proceso que se desee. Por otra parte, el equipo cuenta con un interruptor tipo palanca el cual permite el paso de energía eléctrica para poder encender el equipo o por el contrario quitar el suministro de energía eléctrica al encontrarse encendido.

Además de lo antes mencionado, el equipo posee un buzzer o alarma que genera un sonido al momento de que finalice el proceso indicado por el usuario al inicio del proceso; cabe destacar también que el mismo buzzer genera una alarma en caso de encontrarse abierta la tapa que protege el proceso de centrifugado. Para una mayor referencia de la puesta en marcha del equipo ver ANEXO A.

CONCLUSIONES

Con el desarrollo de la investigación se puede concluir que los objetivos planteados se lograron con efectividad, además de que se pudo cumplir con cada una de las fases propuestas.

En la fase I se logró estudiar los equipos que existen actualmente en los laboratorios clínicos de bioanálisis y se pudieron recopilar los datos necesarios para realizar la investigación.

En la fase II se pudieron realizar los diseños que ameritaba el equipo en los software: SolidWorks, Proteus y Psim.

Finalmente, en la fase III se construyó el prototipo del equipo con un panel de operación fácil y amigable para el usuario, cumpliendo con efectividad las condiciones requeridas por los laboratorios de bioanálisis, siendo bastante receptivo y aceptado por los especialistas, donde se verificó que el equipo es de gran utilidad y de gran ayuda.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda a los especialistas en bioanálisis verificar que el punto de conexión de energía eléctrica sea el adecuado para el equipo.
2. Es necesario que los usuarios mantenga siempre la tapa del proceso de centrifugación cerrada para trabajar con seguridad.
3. Siempre deben colocarse los tubos de manera que no causen desbalance en el rotor de la centrifuga.
4. Verificar que no se encuentre ningún elemento obstaculizando el rotor de la centrifuga y la base del mezclador.
5. Es de hacer notar, que se recomienda a los estudiantes de la carrera de ingeniería electrónica de la Universidad José Antonio Páez que para futuras investigaciones se realicé una mejora de ésta investigación adicionándole un sistema de alimentación ininterrumpida SAI o también conocido como UPS.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Acuña, Marian (2006). **Como se Elabora el Proyecto de Investigación**. Séptima Edición, Caracas, RL Consultores Asociados Servicio Editorial.
- Arias, Fideas G. (2006) **Proyecto de Investigación**, Introducción a la Metodología Científica, 5ta edición, Editorial Episteme, Caracas – Venezuela.
- Carletti Eduardo (2007), **Funcionamiento de Motores de Paso Generalidades** desde http://robots-argentina.com.ar/MotorPP_basico.htm
- Coulter Beckman (2001), **Centrífuga de Laboratorio. TP-Laboratorio Clínico** desde <https://www.tplaboratorioquimico.com/laboratorio-quimico//centrifuga-de-laboratorio.html>
- Días Edwin, Moreno Luis (2013), **“Diseño de una Máquina Centrífuga para realizar Limpieza de Aceites Usados”**, Universidad Militar Nueva Granada de Colombia.
- García María (2003). **El uso de los agitadores en los laboratorios**. QuimiNet Desde <https://www.quiminet.com/el-uso-de-los-agitadores-en-los-laboratorios-3437780.htm>
- Gunther y Weiss (2007). **Programación de Microcontroladores Microchip** desde <http://www.electronicaestudio.com/microcontrolador.htm>
- Huamaní Angel (2015), **“Diseño de una Máquina Centrífuga para el Aprovechamiento de las Proteínas del Suero de Leche Mediante la Producción del Requesón a un Humedad Relativa Aproximadamente del 60% con una Capacidad de 1kg/hora, para el Sector Rural**. Universidad Católica del Perú.
- Ochoa Dávila, Fabio Henry (2012), **“Desarrollo de un control digital para una centrífuga de análisis clínico”**, trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Electrónico en la Universidad Ricardo Palma de Perú.
- Palacios Enrique (2004), **Introducción a los Displays LCD**, Características, desde <http://diymakers.es/aprender-usar-un-display-lcd/>
- Sabaca, Mariano (2006), **Principio de Funcionamiento de Relés**, Generalidades desde <http://www.areatecnologia.com/electricidad/rele.html>
- Stephen J. Chapman (2000), **Máquinas Eléctricas**. Tercera Edición, Editorial Mc Graw Hill, Universidad de Houston.

ANEXO A

Manual de Usuario

Especificaciones Técnicas del Equipo		
Voltaje de Alimentación	-----	110-120 VAC
Frecuencia	-----	50/60 Hz

Instrucciones de Uso
1. Conectar el equipo a la red eléctrica adecuada.
2. Pasar el interruptor tipo palanca de modo OFF a ON para poder encender el equipo.
3. Siga las instrucciones que aparecen en pantalla.
4. En caso de no seleccionar la prueba deseada presione el botón identificado como RESET para seleccionar nuevamente.
5. Cuando inicie el proceso de centrifugación, por favor mantener la tapa cerrada.
6. Al finalizar el proceso de centrifugación espere que se detenga completamente el rotor de la centrifuga.
7. Detenga el mezclador si no se hará uso de él.

ANEXO B

Programación del Microcontrolador PIC16F877

PRINCIPAL

```
#include <16F877.h>          ///SE INCLUYE LIBRERIA PIC16F877///
#fuses hs,nowdt            ///SE DECLARA FUSIBLES HS=CRISTAL ALTA
FRECUENCIA, NOWDT=NO PERRO GUARDIAN///
#use delay(clock=20M)      ///SE DECLARA EL VALOR EN MHZ DEL CRISTAL
A USAR///
#define lcd_rs_pin pin_d0  ///SE DEFINE QUE EL PIN D0 SE COMUNICARA CON
RW///
#define lcd_rw_pin pin_d1  ///SE DEFINE QUE EL PIN D1 SE COMUNICARA CON
ENABLE///
#define lcd_enable_pin pin_d2  ///SE DEFINE QUE EL PIN D2 SE COMUNICARA
CON DATA4///
#define lcd_data4_pin_d4  ///SE DEFINE QUE EL PIN D3 SE COMUNICARA CON
DATA5///
#define lcd_data5_pin_d5  ///SE DEFINE QUE EL PIN D4 SE COMUNICARA CON
DATA5///
#define lcd_data6_pin_d6  ///SE DEFINE QUE EL PIN D5 SE COMUNICARA CON
DATA6///
#define lcd_data7_pin_d7  ///SE DEFINE QUE EL PIN D6 SE COMUNICARA CON
DATA7///
#include <lcd.c>            ///SE INCLUYE LIBRERIA DE LCD///
int i=01;                  ///DECLARACIÓN DE LA VARIABLE i///
void main()                ///COMANDO PARA INICIALIZACION DEL PROGRAMA///
{
    set_tris_a(0b111111);  ///CDECLARACIÓN DE PUERTO A COMO ENTRADAS///

    lcd_init();            ///SE INICIALIZA LCD///

    output_low(pin_b0);    ///SE PONE EN 0 PIN B0///
    output_low(pin_b1);    ///SE PONE EN 0 PIN B1///
    output_low(pin_b2);    ///SE PONE EN 0 PIN B2///
    output_low(pin_b3);    ///SE PONE EN 0 PIN B3///
    output_low(pin_b4);    ///SE PONE EN 0 PIN B4///
    output_low(pin_b5);    ///SE PONE EN 0 PIN B5///
    output_low(pin_b6);    ///SE PONE EN 0 PIN B6///
    output_low(pin_b7);    ///SE PONE EN 0 PIN B7///

    Inicio:
    {
        lcd_gotoxy(1,1);   ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 1///
        printf(lcd_putc,"%f Selecc Proceso:");  ///SELECC PROCESO///
        delay_ms(200);     ///ESPERA 200 MILISEGUNDOS///
        lcd_gotoxy(1,2);   ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 2///
        printf(lcd_putc,"*Presione Enter*");    ///PRESIONE ENTER///
        delay_ms(200);     ///ESPERA 200 MILISEGUNDOS///
    }
}
```

```

}
while(true)          ///CON ESTE COMANDO SE INICIA UN BLUCLE INFINITO,
ES DECIR, SIEMPRE REPETIRA LAS INSTRUCCIONES///
{
    if(input(pin_a4)==1)          ///PREGUNTA EN QUE ESTADO ESTA EL PIN A4///
    {
        do{ }
        while(input(pin_a4)==1);          ///SE EJECUTA EL PROGRAMA SI A4=1///
        lcd_gotoxy(1,1);          ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 1///
        printf(lcd_putc,"\f1.Mezclar 2.Suero");    ///1.MEZCLAR 2.SUERO///
        delay_ms(200);          ///ESPERA 200 MILISEGUNDOS///
        lcd_gotoxy(1,2);          ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 2///
        printf(lcd_putc,"3.Plasma 4.PRP");    ///3.PLASMA 4.PRP///
        delay_ms(200);
    }
    if(input(pin_a0)==1)          ///PREGUNTA EN QUE ESTADO ESTA EL PIN A0///
    {
        do{ }
        while(input(pin_a0)==1);          ///SE EJECUTA EL PROGRAMA SI A0=1///
        lcd_gotoxy(1,1);          ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 1///
        printf(lcd_putc,"\f*****Proceso*****");    ///PROCESO///
        delay_ms(200);          ///ESPERA 200 MILISEGUNDOS///
        lcd_gotoxy(1,2);          ///MUESTRA EN PANTALLA FILA 2///
        printf(lcd_putc,"***De Mezclado***");    ///DE MEZCLADO///
        delay_ms(200);          ///ESPERA 200 MILISEGUNDOS///
        output_high(pin_b1);
        if(input(pin_a5)==1)
        {
            output_low(pin_b7);
            do{ }
            while(input(pin_a5)==0);

            if(input(pin_a1)==1)
            {
                do{ }
                while(input(pin_a1)==1);
                lcd_gotoxy(1,1);
                printf(lcd_putc,"\f*****PRP*****");
                delay_ms(200);
                lcd_gotoxy(1,2);
                printf(lcd_putc,"1800 RPM 5 Min");
                delay_ms(200);
                output_low(pin_b3);
                output_low(pin_b4);
                output_high(pin_b2);
                output_high(pin_b5);

                goto retardo1;
            }
        }
    }
}

```

retardo1:

```

{
    for (i=4; i<5; i--)
    {
        delay_ms(60000);
        lcd_gotoxy(1,1);
        printf(lcd_putc, "\f*Centrifugacion*");
        delay_ms(200);
        lcd_gotoxy(1,2);
        printf(lcd_putc, "Termina En:%imin"i);
        delay_ms(200);
    }
    output_low(pin_b2);
    output_low(pin_b5);
goto Inicio;
}

if(input(pin_a2)==1)
{
    do{ }
    while(input(pin_a2)==1);
    lcd_gotoxy(1,1);
    printf(lcd_putc, "\f*****Suero*****");
    delay_ms(200);
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc, "1600 RPM 10 Min");
    delay_ms(200);
    output_low(pin_b2);
    output_low(pin_b4);
    output_high(pin_b3);
    output_high(pin_b5);

    goto retardo2;

retardo2:
{
    for (i=9; i<10; i--)
    {
        delay_ms(60000);
        lcd_gotoxy(1,1);
        printf(lcd_putc, "\f*Centrifugacion*");
        delay_ms(200);
        lcd_gotoxy(1,2);
        printf(lcd_putc, "Termina En:%imin"i);
        delay_ms(200);
    }
    output_low(pin_b3);
    output_low(pin_b5);

    lcd_gotoxy(1,1);
    printf(lcd_putc, "\f*****Suero*****");
}

```

```

    delay_ms(200);
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc,"***Finalizado***");
    delay_ms(200);
    output_high(pin_e1);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e1);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_e1);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e1);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_e1);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e1);

    goto Inicio;
retardo3:
{
    for (i=14; i<15; i--)
    {
        delay_ms(60000);
        lcd_gotoxy(1,1);
        printf(lcd_putc,"\f*Centrifugacion*");
        delay_ms(200);
        lcd_gotoxy(1,2);
        printf(lcd_putc,"Termina En:%imin");
        delay_ms(200);
    }

    output_low(pin_b4);
    output_low(pin_b5);

    lcd_gotoxy(1,1);
    printf(lcd_putc,"\f*****Plasma*****");
    delay_ms(200);
    lcd_gotoxy(1,2);
    printf(lcd_putc,"***Finalizado***");
    delay_ms(200);
    output_high(pin_e2);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e2);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_e2);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e2);
    delay_ms(500);
    output_high(pin_e2);
    delay_ms(1000);
    output_low(pin_e2);

    goto Inicio;
}

```

```

}
}
else
{
    output_high(pin_b6);
    output_high(pin_b7);

    output_low(pin_b2);
    output_low(pin_b3);
    output_low(pin_b4);

}
}
}

```

LIBRERIAS USADAS

```

//////// Standard Header file for the PIC16F877 device //////////
#device PIC16F877
#nolist
//////// Program memory: 8192x14 Data RAM: 367 Stack: 8
//////// I/O: 33 Analog Pins: 8
//////// Data EEPROM: 256
//////// C Scratch area: 77 ID Location: 2000
//////// Fuses: LP,XT,HS,RC,NOWDT,WDT,NOPUT,PUT,PROTECT,PROTECT_5%
//////// Fuses: PROTECT_50%,NOPROTECT,NOBROWNOUT,BROWNOUT,LVP,NOLVP,CPD
//////// Fuses: NOCPD,WRT,NOWRT,DEBUG,NODEBUG
////////
//////////////////////////////////// I/O
// Discrete I/O Functions: SET_TRIS_x(), OUTPUT_x(), INPUT_x(),
// PORT_x_PULLUPS(), INPUT(),
// OUTPUT_LOW(), OUTPUT_HIGH(),
// OUTPUT_FLOAT(), OUTPUT_BIT()
// Constants used to identify pins in the above are:

#define PIN_A0 40
#define PIN_A1 41
#define PIN_A2 42
#define PIN_A3 43
#define PIN_A4 44
#define PIN_A5 45

#define PIN_B0 48
#define PIN_B1 49
#define PIN_B2 50
#define PIN_B3 51
#define PIN_B4 52
#define PIN_B5 53
#define PIN_B6 54
#define PIN_B7 55

#define PIN_C0 56

```

```

#define PIN_C1 57
#define PIN_C2 58
#define PIN_C3 59
#define PIN_C4 60
#define PIN_C5 61
#define PIN_C6 62
#define PIN_C7 63

#define PIN_D0 64
#define PIN_D1 65
#define PIN_D2 66
#define PIN_D3 67
#define PIN_D4 68
#define PIN_D5 69
#define PIN_D6 70
#define PIN_D7 71

#define PIN_E0 72
#define PIN_E1 73
#define PIN_E2 74

//////////////////////////////////// Useful defines
#define FALSE 0
#define TRUE 1

#define BYTE int8
#define BOOLEAN int1

#define getc getch
#define fgetc getch
#define getchar getch
#define putc putchar
#define fputc putchar
#define fgets gets
#define fputs puts

//////////////////////////////////// Control
// Control Functions: RESET_CPU(), SLEEP(), RESTART_CAUSE()
// Constants returned from RESTART_CAUSE() are:
#define WDT_FROM_SLEEP 3
#define WDT_TIMEOUT 11
#define MCLR_FROM_SLEEP 19
#define MCLR_FROM_RUN 27
#define NORMAL_POWER_UP 25
#define BROWNOUT_RESTART 26

//////////////////////////////////// Timer 0
// Timer 0 (AKA RTCC) Functions: SETUP_COUNTERS() or SETUP_TIMER_0(),
//                               SET_TIMER0() or SET_RTCC(),
//                               GET_TIMER0() or GET_RTCC()
// Constants used for SETUP_TIMER_0() are:
#define T0_INTERNAL 0
#define T0_EXT_L_TO_H 32
#define T0_EXT_H_TO_L 48

```

```

#define T0_DIV_1    8
#define T0_DIV_2    0
#define T0_DIV_4    1
#define T0_DIV_8    2
#define T0_DIV_16   3
#define T0_DIV_32   4
#define T0_DIV_64   5
#define T0_DIV_128  6
#define T0_DIV_256  7

#define T0_8_BIT    0

#define RTCC_INTERNAL 0 // The following are provided for compatibility
#define RTCC_EXT_L_TO_H 32 // with older compiler versions
#define RTCC_EXT_H_TO_L 48
#define RTCC_DIV_1    8
#define RTCC_DIV_2    0
#define RTCC_DIV_4    1
#define RTCC_DIV_8    2
#define RTCC_DIV_16   3
#define RTCC_DIV_32   4
#define RTCC_DIV_64   5
#define RTCC_DIV_128  6
#define RTCC_DIV_256  7
#define RTCC_8_BIT    0

// Constants used for SETUP_COUNTERS() are the above
// constants for the 1st param and the following for
// the 2nd param:

////////////////////////////////////// WDT
// Watch Dog Timer Functions: SETUP_WDT() or SETUP_COUNTERS() (see above)
//          RESTART_WDT()
// WDT base is 18ms
//

#define WDT_18MS    8
#define WDT_36MS    9
#define WDT_72MS   10
#define WDT_144MS   11
#define WDT_288MS   12
#define WDT_576MS   13
#define WDT_1152MS  14
#define WDT_2304MS  15

////////////////////////////////////// Timer 1
// Timer 1 Functions: SETUP_TIMER_1, GET_TIMER1, SET_TIMER1
// Constants used for SETUP_TIMER_1() are:
// (or (via |) together constants from each group)
#define T1_DISABLED    0
#define T1_INTERNAL    0x85
#define T1_EXTERNAL    0x87

```

```

#define T1_EXTERNAL_SYNC 0x83

#define T1_CLK_OUT      8

#define T1_DIV_BY_1     0
#define T1_DIV_BY_2     0x10
#define T1_DIV_BY_4     0x20
#define T1_DIV_BY_8     0x30

////////////////////////////////////// Timer 2
// Timer 2 Functions: SETUP_TIMER_2, GET_TIMER2, SET_TIMER2
// Constants used for SETUP_TIMER_2() are:
#define T2_DISABLED     0
#define T2_DIV_BY_1     4
#define T2_DIV_BY_4     5
#define T2_DIV_BY_16    6

////////////////////////////////////// CCP
// CCP Functions: SETUP_CCPx, SET_PWMx_DUTY
// CCP Variables: CCP_x, CCP_x_LOW, CCP_x_HIGH
// Constants used for SETUP_CCPx() are:
#define CCP_OFF         0
#define CCP_CAPTURE_FE  4
#define CCP_CAPTURE_RE  5
#define CCP_CAPTURE_DIV_4 6
#define CCP_CAPTURE_DIV_16 7
#define CCP_COMPARE_SET_ON_MATCH 8
#define CCP_COMPARE_CLR_ON_MATCH 9
#define CCP_COMPARE_INT 0xA
#define CCP_COMPARE_RESET_TIMER 0xB
#define CCP_PWM         0xC
#define CCP_PWM_PLUS_1  0x1c
#define CCP_PWM_PLUS_2  0x2c
#define CCP_PWM_PLUS_3  0x3c
#define CCP_1 =         getenv("SFR:CCPR1L")
#define CCP_1_LOW=      getenv("SFR:CCPR1L")
#define CCP_1_HIGH=     getenv("SFR:CCPR1H")
#define CCP_2 =         getenv("SFR:CCPR2L")
#define CCP_2_LOW=      getenv("SFR:CCPR2L")
#define CCP_2_HIGH=     getenv("SFR:CCPR2H")
////////////////////////////////////// PSP
// PSP Functions: SETUP_PSP, PSP_INPUT_FULL(), PSP_OUTPUT_FULL(),
//                PSP_OVERFLOW(), INPUT_D(), OUTPUT_D()
// PSP Variables: PSP_DATA
// Constants used in SETUP_PSP() are:
#define PSP_ENABLED     0x10
#define PSP_DISABLED    0

#define PSP_DATA=      8

////////////////////////////////////// SPI
// SPI Functions: SETUP_SPI, SPI_WRITE, SPI_READ, SPI_DATA_IN
// Constants used in SETUP_SPI() are:
#define SPI_MASTER     0x20

```

```

#define SPI_SLAVE    0x24
#define SPI_L_TO_H   0
#define SPI_H_TO_L   0x10
#define SPI_CLK_DIV_4  0
#define SPI_CLK_DIV_16 1
#define SPI_CLK_DIV_64 2
#define SPI_CLK_T2    3
#define SPI_SS_DISABLED 1

#define SPI_SAMPLE_AT_END 0x8000
#define SPI_XMIT_L_TO_H 0x4000

////////////////////////////////////// UART
// Constants used in setup_uart() are:
// FALSE - Turn UART off
// TRUE  - Turn UART on
#define UART_ADDRESS    2
#define UART_DATA      4

////////////////////////////////////// ADC
// ADC Functions: SETUP_ADC(), SETUP_ADC_PORTS() (aka SETUP_PORT_A),
//                SET_ADC_CHANNEL(), READ_ADC()
// Constants used for SETUP_ADC() are:
#define ADC_OFF        0    // ADC Off
#define ADC_CLOCK_DIV_2 0x100
#define ADC_CLOCK_DIV_8 0x40
#define ADC_CLOCK_DIV_32 0x80
#define ADC_CLOCK_INTERNAL 0xc0    // Internal 2-6us

// Constants used in READ_ADC() are:
#define ADC_START_AND_READ 7 // This is the default if nothing is specified
#define ADC_START_ONLY    1
#define ADC_READ_ONLY     6

////////////////////////////////////// INT
// Interrupt Functions: ENABLE_INTERRUPTS(), DISABLE_INTERRUPTS(),
//                      CLEAR_INTERRUPT(), INTERRUPT_ACTIVE(),
//                      EXT_INT_EDGE()
//
// Constants used in EXT_INT_EDGE() are:
#define L_TO_H        0x40
#define H_TO_L        0
// Constants used in ENABLE/DISABLE_INTERRUPTS() are:
#define GLOBAL        0x0BC0
#define INT_RTCC      0x000B20
#define INT_RB        0x00FF0B08
#define INT_EXT_L2H   0x50000B10
#define INT_EXT_H2L   0x60000B10
#define INT_EXT       0x000B10

```

```

#define INT_AD          0x008C40
#define INT_TBE        0x008C10
#define INT_RDA        0x008C20
#define INT_TIMER1    0x008C01
#define INT_TIMER2    0x008C02
#define INT_CCP1      0x008C04
#define INT_CCP2      0x008D01
#define INT_SSP       0x008C08
#define INT_PSP       0x008C80
#define INT_BUSCOL    0x008D08
#define INT_EEPROM    0x008D10
#define INT_TIMER0    0x000B20

```

```
#list
```

LIBRERIA LCD

```

/////////////////////////////////////////////////////////////////
///          LCD.C          ///
///          Driver for common LCD modules          ///
///          ///          ///
/// lcd_init() Must be called before any other function.          ///
///          ///          ///
/// lcd_putc(c) Will display c on the next position of the LCD.    ///
///          The following have special meaning:          ///
///          \f Clear display          ///
///          \n Go to start of second line          ///
///          \b Move back one position          ///
///          ///          ///
/// lcd_gotoxy(x,y) Set write position on LCD (upper left is 1,1)  ///
///          ///          ///
/// lcd_getc(x,y) Returns character at position x,y on LCD          ///
///          ///          ///
/// CONFIGURATION          ///
/// The LCD can be configured in one of two ways: a.) port access or ///
/// b.) pin access. Port access requires the entire 7 bit interface ///
/// connected to one GPIO port, and the data bits (D4:D7 of the LCD) ///
/// connected to sequential pins on the GPIO. Pin access          ///
/// has no requirements, all 7 bits of the control interface can    ///
/// can be connected to any GPIO using several ports.          ///
///          ///          ///
/// To use port access, #define LCD_DATA_PORT to the SFR location of ///
/// of the GPIO port that holds the interface, -AND- edit LCD_PIN_MAP ///
/// of this file to configure the pin order. If you are using a    ///
/// baseline PIC (PCB), then LCD_OUTPUT_MAP and LCD_INPUT_MAP also must ///
/// be defined.          ///
///          ///          ///
/// Example of port access:          ///
/// #define LCD_DATA_PORT getenv("SFR:PORTD")          ///
///          ///          ///
/// To use pin access, the following pins must be defined:          ///
/// LCD_ENABLE_PIN          ///
/// LCD_RS_PIN          ///
/// LCD_RW_PIN          ///

```

```

//// LCD_DATA4           ////
//// LCD_DATA5           ////
//// LCD_DATA6           ////
//// LCD_DATA7           ////
////                    ////
//// Example of pin access:           ////
//// #define LCD_ENABLE_PIN PIN_E0           ////
//// #define LCD_RS_PIN PIN_E1           ////
//// #define LCD_RW_PIN PIN_E2           ////
//// #define LCD_DATA4 PIN_D4           ////
//// #define LCD_DATA5 PIN_D5           ////
//// #define LCD_DATA6 PIN_D6           ////
//// #define LCD_DATA7 PIN_D7           ////
////                    ////
////////////////////////////////////
//// (C) Copyright 1996,2009 Custom Computer Services           ////
//// This source code may only be used by licensed users of the CCS C           ////
//// compiler. This source code may only be distributed to other           ////
//// licensed users of the CCS C compiler. No other use, reproduction           ////
//// or distribution is permitted without written permission.           ////
//// Derivative programs created using this software in object code           ////
//// form are not restricted in any way.           ////
////////////////////////////////////

// define the pinout.
// only required if port access is being used.
typedef struct
{
    // This structure is overlaid
    BOOLEAN enable; // on to an I/O port to gain
    BOOLEAN rs; // access to the LCD pins.
    BOOLEAN rw; // The bits are allocated from
    BOOLEAN unused; // low order up. ENABLE will
    int data : 4; // be LSB pin of that port.
    #if defined(__PCD__) // The port used will be LCD_DATA_PORT.
    int reserved: 8;
    #endif
} LCD_PIN_MAP;

// this is to improve compatability with previous LCD drivers that accepted
// a define labeled 'use_portb_lcd' that configured the LCD onto port B.
#if ((defined(use_portb_lcd)) && (use_portb_lcd==TRUE))
#define LCD_DATA_PORT getenv("SFR:PORTB")
#endif

#if defined(__PCB__)
    // these definitions only need to be modified for baseline PICs.
    // all other PICs use LCD_PIN_MAP or individual LCD_XXX pin definitions.
    /* EN, RS, RW, UNUSED, DATA */
    const LCD_PIN_MAP LCD_OUTPUT_MAP = {0, 0, 0, 0, 0};
    const LCD_PIN_MAP LCD_INPUT_MAP = {0, 0, 0, 0, 0xF};
#endif

//////////////////////////////////// END CONFIGURATION //////////////////////////////////////

```

```

#ifndef LCD_ENABLE_PIN
    #define lcd_output_enable(x) lcdlat.enable=x
    #define lcd_enable_tris() lcdtris.enable=0
#else
    #define lcd_output_enable(x) output_bit(LCD_ENABLE_PIN, x)
    #define lcd_enable_tris() output_drive(LCD_ENABLE_PIN)
#endif

#ifndef LCD_RS_PIN
    #define lcd_output_rs(x) lcdlat.rs=x
    #define lcd_rs_tris() lcdtris.rs=0
#else
    #define lcd_output_rs(x) output_bit(LCD_RS_PIN, x)
    #define lcd_rs_tris() output_drive(LCD_RS_PIN)
#endif

#ifndef LCD_RW_PIN
    #define lcd_output_rw(x) lcdlat.rw=x
    #define lcd_rw_tris() lcdtris.rw=0
#else
    #define lcd_output_rw(x) output_bit(LCD_RW_PIN, x)
    #define lcd_rw_tris() output_drive(LCD_RW_PIN)
#endif

// original version of this library incorrectly labeled LCD_DATA0 as LCD_DATA4,
// LCD_DATA1 as LCD_DATA5, and so on. this block of code makes the driver
// compatible with any code written for the original library
#if (defined(LCD_DATA0) && defined(LCD_DATA1) && defined(LCD_DATA2) &&
defined(LCD_DATA3) && !defined(LCD_DATA4) && !defined(LCD_DATA5) &&
!defined(LCD_DATA6) && !defined(LCD_DATA7))
    #define LCD_DATA4 LCD_DATA0
    #define LCD_DATA5 LCD_DATA1
    #define LCD_DATA6 LCD_DATA2
    #define LCD_DATA7 LCD_DATA3
#endif

#ifndef LCD_DATA4
#ifndef LCD_DATA_PORT
    #if defined(__PCB__)
        #define LCD_DATA_PORT 0x06 //portb
        #define set_tris_lcd(x) set_tris_b(x)
    #else
        #if defined(PIN_D0)
            #define LCD_DATA_PORT getenv("SFR:PORTD") //portd
        #else
            #define LCD_DATA_PORT getenv("SFR:PORTB") //portb
        #endif
    #endif
#endif
#endif

#if defined(__PCB__)
    LCD_PIN_MAP lcd, lcdlat;
    #byte lcd = LCD_DATA_PORT
    #byte lcdlat = LCD_DATA_PORT

```

```

#elif defined(__PCM__)
    LCD_PIN_MAP lcd, lcdlat, lcdtris;
    #byte lcd = LCD_DATA_PORT
    #byte lcdlat = LCD_DATA_PORT
    #byte lcdtris = LCD_DATA_PORT+0x80
#elif defined(__PCH__)
    LCD_PIN_MAP lcd, lcdlat, lcdtris;
    #byte lcd = LCD_DATA_PORT
    #byte lcdlat = LCD_DATA_PORT+9
    #byte lcdtris = LCD_DATA_PORT+0x12
#elif defined(__PCD__)
    LCD_PIN_MAP lcd, lcdlat, lcdtris;
    #word lcd = LCD_DATA_PORT
    #word lcdlat = LCD_DATA_PORT+2
    #word lcdtris = LCD_DATA_PORT-0x02
#endif
#endif //LCD_DATA4 not defined

#ifndef LCD_TYPE
#define LCD_TYPE 2 // 0=5x7, 1=5x10, 2=2 lines
#endif

#ifndef LCD_LINE_TWO
#define LCD_LINE_TWO 0x40 // LCD RAM address for the second line
#endif

BYTE const LCD_INIT_STRING[4] = {0x20 | (LCD_TYPE << 2), 0xc, 1, 6};
// These bytes need to be sent to the LCD
// to start it up.

#if defined(__PCB__)
    set_tris_lcd(LCD_INPUT_MAP);
#else
    #if (defined(LCD_DATA4) && defined(LCD_DATA5) && defined(LCD_DATA6) &&
defined(LCD_DATA7))
        output_drive(LCD_DATA4);
        output_drive(LCD_DATA5);
        output_drive(LCD_DATA6);
        output_drive(LCD_DATA7);
    #else
        lcdtris.data = 0x0;
    #endif
#endif

    return( (high<<4) | low);
}

BYTE lcd_read_nibble(void)
{
    #if (defined(LCD_DATA4) && defined(LCD_DATA5) && defined(LCD_DATA6) &&
defined(LCD_DATA7))
        BYTE n = 0x00;

        /* Read the data port */
        n |= input(LCD_DATA4);

```

```

n |= input(LCD_DATA5) << 1;
n |= input(LCD_DATA6) << 2;
n |= input(LCD_DATA7) << 3;

return(n);
#else
return(lcd.data);
#endif
}

void lcd_send_nibble(BYTE n)
{
#if (defined(LCD_DATA4) && defined(LCD_DATA5) && defined(LCD_DATA6) &&
defined(LCD_DATA7))
/* Write to the data port */
output_bit(LCD_DATA4, bit_test(n, 0));
output_bit(LCD_DATA5, bit_test(n, 1));
output_bit(LCD_DATA6, bit_test(n, 2));
output_bit(LCD_DATA7, bit_test(n, 3));
#else
lcdlat.data = n;
#endif

delay_cycles(1);
lcd_output_enable(1);
delay_us(2);
lcd_output_enable(0);
}

void lcd_send_byte(BYTE address, BYTE n)
{
lcd_output_rs(0);
while ( bit_test(lcd_read_byte(),7) );
lcd_output_rs(address);
delay_cycles(1);
lcd_output_rw(0);
delay_cycles(1);
lcd_output_enable(0);
lcd_send_nibble(n >> 4);
lcd_send_nibble(n & 0xf);
}

void lcd_init(void)
{
BYTE i;

#if defined(__PCB__)
set_tris_lcd(LCD_OUTPUT_MAP);
#else
#if (defined(LCD_DATA4) && defined(LCD_DATA5) && defined(LCD_DATA6) &&
defined(LCD_DATA7))
output_drive(LCD_DATA4);
output_drive(LCD_DATA5);
output_drive(LCD_DATA6);

```

```

    output_drive(LCD_DATA7);
#else
    lcdtris.data = 0x0;
#endif
    lcd_enable_tris();
    lcd_rs_tris();
    lcd_rw_tris();
#endif

    lcd_output_rs(0);
    lcd_output_rw(0);
    lcd_output_enable(0);

    delay_ms(15);
    for(i=1;i<=3;++i)
    {
        lcd_send_nibble(3);
        delay_ms(5);
    }

    lcd_send_nibble(2);
    for(i=0;i<=3;++i)
        lcd_send_byte(0,LCD_INIT_STRING[i]);
}

void lcd_gotoxy(BYTE x, BYTE y)
{
    BYTE address;

    if(y!=1)
        address=LCD_LINE_TWO;
    else
        address=0;

    address+=x-1;
    lcd_send_byte(0,0x80|address);
}

void lcd_putc(char c)
{
    switch (c)
    {
        case '\f' : lcd_send_byte(0,1);
                    delay_ms(2);
                    break;

        case '\n' : lcd_gotoxy(1,2);    break;

        case '\b' : lcd_send_byte(0,0x10); break;

        default   : lcd_send_byte(1,c);  break;
    }
}

```

```
char lcd_getc(BYTE x, BYTE y)
{
    char value;

    lcd_gotoxy(x,y);
    while ( bit_test(lcd_read_byte(),7) ); // wait until busy flag is low
    lcd_output_rs(1);
    value = lcd_read_byte();
    lcd_output_rs(0);

    return(value);
}
```