



UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA

GESTIÓN DE BIBLIOTECAS

CARTA DE AUTORIZACIÓN



CÓDIGO	AP-BIB-FO-06	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	1 de 2
--------	--------------	---------	---	----------	------	--------	--------

Neiva, 05 de mayo de 2022

Señores

CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN

UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA

Ciudad

El (Los) suscrito(s):

Andrés Felipe Serrano Murcia, con C.C. No. 1075292155,

Carlos Felipe Castro Sánchez, con C.C. No. 1075267460,

Autor(es) de la tesis y/o trabajo de grado Titulado

Diseño e implementación de sistema de procesamiento automático De muestras sanguíneas para almacenamiento en Seroteca

presentado y aprobado en el año 2022 como requisito para optar al título de

Ingeniero Electrónico;

Autorizo (amos) al CENTRO DE INFORMACIÓN Y DOCUMENTACIÓN de la Universidad Surcolombiana para que, con fines académicos, muestre al país y el exterior la producción intelectual de la Universidad Surcolombiana, a través de la visibilidad de su contenido de la siguiente manera:

- Los usuarios puedan consultar el contenido de este trabajo de grado en los sitios web que administra la Universidad, en bases de datos, repositorio digital, catálogos y en otros sitios web, redes y sistemas de información nacionales e internacionales “open access” y en las redes de información con las cuales tenga convenio la Institución.
- Permite la consulta, la reproducción y préstamo a los usuarios interesados en el contenido de este trabajo, para todos los usos que tengan finalidad académica, ya sea en formato Cd-Rom o digital desde internet, intranet, etc., y en general para cualquier formato conocido o por conocer, dentro de los términos establecidos en la Ley 23 de 1982, Ley 44 de 1993, Decisión Andina 351 de 1993, Decreto 460 de 1995 y demás normas generales sobre la materia.
- Continúo conservando los correspondientes derechos sin modificación o restricción alguna; puesto que, de acuerdo con la legislación colombiana aplicable, el presente es un acuerdo jurídico que en ningún caso conlleva la enajenación del derecho de autor y sus conexos.

De conformidad con lo establecido en el artículo 30 de la Ley 23 de 1982 y el artículo 11 de la Decisión Andina 351 de 1993, “Los derechos morales sobre el trabajo son propiedad de los autores”, los cuales son irrenunciables, imprescriptibles, inembargables e inalienables.

Vigilada Mineducación

La versión vigente y controlada de este documento, solo podrá ser consultada a través del sitio web Institucional www.usco.edu.co, link Sistema Gestión de Calidad. La copia o impresión diferente a la publicada, será considerada como documento no controlado y su uso indebido no es de responsabilidad de la Universidad Surcolombiana.



UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
GESTIÓN DE BIBLIOTECAS

CARTA DE AUTORIZACIÓN

CÓDIGO	AP-BIB-FO-06	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	2 de 2
--------	--------------	---------	---	----------	------	--------	--------



EL AUTOR/ESTUDIANTE: Carlos Felipe Castro Sánchez

Firma:

EL AUTOR/ESTUDIANTE: Andrés Felipe Serrano Murcia

Firma:

Vigilada Mineducación

La versión vigente y controlada de este documento, solo podrá ser consultada a través del sitio web Institucional www.usco.edu.co, link Sistema Gestión de Calidad. La copia o impresión diferente a la publicada, será considerada como documento no controlado y su uso indebido no es de responsabilidad de la Universidad Surcolombiana.



UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
GESTIÓN DE BIBLIOTECAS

DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO



CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	1 de 3
--------	--------------	---------	---	----------	------	--------	--------

TÍTULO COMPLETO DEL TRABAJO: Diseño e implementación de sistema de procesamiento automático de muestras sanguíneas para almacenamiento en seroteca

AUTOR O AUTORES:

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Castro Sánchez Serrano Murcia	Carlos Felipe Andrés Felipe

DIRECTOR Y CODIRECTOR TESIS:

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre
Robayo Betancourt Ostos Alfonso Barreiro Sánchez	Faiber Ignacio Henry Frank

ASESOR (ES):

Primero y Segundo Apellido	Primero y Segundo Nombre

PARA OPTAR AL TÍTULO DE: Ingeniero electrónico

FACULTAD: Ingeniería

PROGRAMA O POSGRADO: Ingeniería electrónica

CIUDAD: Neiva

AÑO DE PRESENTACIÓN: 2022

NÚMERO DE PÁGINAS: 127

TIPO DE ILUSTRACIONES (Marcar con una X):

Diagramas X Fotografías X Grabaciones en discos____ Ilustraciones en general____ Grabados____ Láminas____
Litografías____ Mapas____ Música impresa____ Planos X Retratos____ Sin ilustraciones____ Tablas o Cuadros X

Vigilada Mineducación

La versión vigente y controlada de este documento, solo podrá ser consultada a través del sitio web Institucional www.usco.edu.co, link Sistema Gestión de Calidad. La copia o impresión diferente a la publicada, será considerada como documento no controlado y su uso indebido no es de responsabilidad de la Universidad Surcolombiana.



DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO



CÓDIGO	AP-BIB-FO-07	VERSIÓN	1	VIGENCIA	2014	PÁGINA	2 de 3
--------	--------------	---------	---	----------	------	--------	--------

SOFTWARE requerido y/o especializado para la lectura del documento: no

MATERIAL ANEXO: no

PREMIO O DISTINCIÓN (*En caso de ser LAUREADAS o Meritoria*): no

PALABRAS CLAVES EN ESPAÑOL E INGLÉS:

<u>Español</u>	<u>Inglés</u>	<u>Español</u>	<u>Inglés</u>
1. Manipulador de líquidos	Liquid handling	6. Impresión 3D	3D printing
2. CNC	CNC	7. Automatización	automation
3. Robótica	robotics	8. PCB	PCB
4. Centrifugación	centrifugation	9. Seroteca	Seroteca
5. Brazo robot	robotic arm	10. _____	_____

RESUMEN DEL CONTENIDO: (Máximo 250 palabras)

El objetivo de este proyecto es diseñar e implementar un equipo completamente automatizado encargado de manipular las muestras sanguíneas, luego centrifugarlas para obtener plasma o suero sanguíneo y posteriormente volverlas a manipular para depositarlas en los espacios de almacenamiento de forma satisfactoria.

Para la implementación se realiza un diseño especializado modular para cada sistema de fuentes, brazo robot, centrifugación y central de interfaz humana. Cada etapa de control hace uso de diferentes métodos para el control de los periféricos, técnicas de aislamiento galvánico para los sistemas de potencia y protocolos de comunicación como el I2C y el UART.

Adicionalmente, el sistema obtenido puede ser controlado de forma global mediante la interfaz de control que hace uso de una pantalla LCD y botones pulsadores. También ofrece la posibilidad de control independiente en cada módulo mediante protocolo UART y un acceso al monitor serial. La creación de este equipo marca un precedente en la región Surcolombiana que permite a los sectores académicos y productivos realizar nuevas investigaciones y aportes tecnológicos teniendo como base la innovación desarrollada en este equipo del sector médico.



DESCRIPCIÓN DE LA TESIS Y/O TRABAJOS DE GRADO

CÓDIGO

AP-BIB-FO-07

VERSIÓN

1

VIGENCIA

2014

PÁGINA

3 de 3



ABSTRACT: (Máximo 250 palabras)

The objective of this project is to design and implement a completely automated equipment in charge of handling blood samples, then centrifuging them to obtain plasma or blood serum and subsequently handling them again to deposit them in the storage spaces in a satisfactory manner.

For the implementation, a specialized modular design is made for each source system, robot arm, centrifugation and human interface center. Each control stage makes use of different methods for peripheral control, galvanic isolation techniques for power systems, and communication protocols such as I2C and UART.

Additionally, the system obtained can be globally controlled through the control interface that makes use of an LCD screen and push buttons. It also offers the possibility of independent control on each module via UART protocol and access to the serial monitor. The creation of this device marks a precedent in the Surcolombiana region that allows the academic and productive sectors to carry out new research and technological contributions based on the innovation developed in this device in the medical sector.

APROBACION DE LA TESIS

Nombre Jurado: Fernand Diaz Franco

Firma:

Nombre Jurado: Julián Adolfo Ramírez Gutiérrez

Firma:

Neiva, 19 de abril de 2022

PARA: FAIBER IGNACIO ROBAYO BETANCOURT - Director

DE: PRESIDENTE CONSEJO DE PROGRAMA

ASUNTO: Respuesta de Calificación del Documento Escrito

Me permito informarle que el Consejo de Programa en su sesión del 18 de abril de 2022, según Acta 006, según concepto de los jurados de finales del trabajo de grado titulado **DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE PROCESAMIENTO AUTOMÁTICO DE MUESTRAS SANGUÍNEAS PARA ALMACENAMIENTO EN SEROTECA**, determinó dar la siguiente respuesta: Se autoriza la sustentación privada del trabajo de grado.

La respuesta del jurado JULIÁN ADOLFO RAMÍREZ GUTIÉRREZ con respecto a la sustentación privada es: Se aprueba sustentación. Documento sin correcciones

La respuesta del jurado FERNAND DIAZ FRANCO con respecto a la sustentación privada es: Se aprueba sustentación. Documento sin correcciones

Atentamente,



JOSÉ DE JESÚS SALGADO PATRÓN

c.c. CARLOS FELIPE CASTRO SÁNCHEZ - 20141127168
ANDRÉS FELIPE SERRANO MURCIA - 20131116433

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE PROCESAMIENTO AUTOMÁTICO
DE MUESTRAS SANGUÍNEAS PARA ALMACENAMIENTO EN
SEROTECA**

**CARLOS FELIPE CASTRO SÁNCHEZ
ANDRÉS FELIPE SERRANO MURCIA**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
NEIVA, COLOMBIA
2021**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMA DE PROCESAMIENTO
AUTOMÁTICO DE MUESTRAS SANGUÍNEAS PARA ALMACENAMIENTO EN
SEROTECA**

**CARLOS FELIPE CASTRO SÁNCHEZ Cod. 20141127168
ANDRÉS FELIPE SERRANO MURCIA Cod. 20131116433**

**Trabajo de grado para aplicar
al título de ingeniero electrónico**

**Director:
Mag. Faiber Robayo Betancourt**

**Codirectores:
Mag. Henry Ostos Alfonso
PhD(c) Frank Barreiro Sánchez**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
NEIVA, COLOMBIA
2021**

Notas de aceptación

Firma del director de Tesis

Firma del Jurado

Firma del Jurado

Neiva, 17 de febrero de 202

Agradecimientos a Dios por concederme una gran habilidad con todos los temas relacionados al desarrollo de equipos y habilidad en la solución de problemas. A mi madre Leonor Murcia por incentivar me desde pequeño y apoyar todas mis locuras electrónicas en la infancia, formando la persona y profesional que soy hoy en día. A mi padre Orlando Serrano de quien heredé la creatividad y valor para afrontar los problemas, decisiones en la vida y a quien debo mi gran carácter familiar. A mis hermanos Milton Serrano y Leidy Serrano por incentivar me desde niño y apoyarme tanto hoy en día. A Benito Antonio Martínez por acompañarme durante tantas horas y trasnochadas a lo largo de todos estos años. A Carlos Felipe Castro por tener una paciencia casi infinita conmigo durante todos estos años y ser mi gran amigo y confidente. A la mamá de Castro por ser tan querida y enviarnos sándwiches por tantos días de madrugada.

Dedico la creación de este equipo y el nombre LEO'S en honor a mi madre Leonor Murcia como agradecimiento por tantos años de paciencia, apoyo, guía y motivación para seguir adelante.

Andrés Felipe Serrano Murcia

Agradezco a mi madre Rosa Sánchez Cabrera por todo su apoyo, comprensión y por motivarme cada día en mi crecimiento personal y profesional, por el sacrificio de cuidarme y tenerme siempre el alimento para el comienzo del día, a mi padre Carlos Castro Ortiz por apoyarme y guiarme en mi formación académica y formación moral y por apoyarme económicamente en todos los proyectos personales y profesionales en mi vida. A mis hermanos Sergio Andrés y Paula Andrea por estar siempre ahí conmigo y darme motivación cuando la necesitaba. A mi novia Gloria Andrea Puerto por estar ahí presente en los logros y animarme en momentos de frustración. A mi amigo y socio Andrés Felipe Serrano por esos buenos momentos y nuevos conocimientos que he adquirido de él, desde los inicios de la carrera. A todos mis compañeros de carrera que, a lo largo de esta, dieron su grano de arena durante este aprendizaje.

Agradecimientos a Don German y a Juan Sebastián por el apoyo y confianza depositada en mí durante este proyecto de grado. A Dua Lipa por ambientar todas esas horas de trabajo y esfuerzo. Y por último a todas las personas, amigos y maestros que hicieron parte de este desarrollo personal y profesional en mi vida universitaria.

Carlos Felipe Castro Sánchez

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Dios por poner en nuestros caminos a las personas y empresas necesarias para poder cumplir nuestros sueños y metas. A don German por creer en la idea de este proyecto e incentivarnos en nuestro crecimiento profesional. A Juan Sebastián por toda su orientación, revisión y apoyo durante el desarrollo de este proyecto. Al ingeniero Diego Mauricio Obando por sus asesorías en los temas relacionados con resistencia de materiales y estructuras. A el Ingeniero Fernand Diaz por estar atento a nuestras dudas e inquietudes durante el desarrollo de la metodología. Al doctor Henry Ostos y Frank Barreiro por dedicar tanto tiempo en las explicaciones necesarias sobre la temática médica y asesoría del proyecto e igualmente a todo el personal del Laboratorio de Inmunogenética de la Universidad Surcolombiana por estar siempre prestos y diligentes en el apoyo de este proyecto.

Agradecimiento al conglomerado empresarial que nos acogió con tanta amabilidad y a la empresa Athom Creations quien creyó en la creación de este equipo y nos apoyó con infraestructura y financiamiento.

CONTENIDO

	Pág.
1. OBJETIVOS.....	18
1.1 OBJETIVO GENERAL.....	18
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
2. FASE DE DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO.....	19
2.1 CENTRIFUGACIÓN	19
2.2 FUERZA CENTRÍPETA	20
2.3 FUERZA CENTRÍFUGA.....	20
2.4 VELOCIDAD ANGULAR.....	20
2.5 ACELERACIÓN ANGULAR.....	21
2.6 TENSIÓN NORMAL	21
2.7 DEFORMACIÓN LINEAL	22
2.9 FABRICACIÓN DEL ROTOR	31
2.10 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE SOPORTE IR	33
2.11 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SOPORTE PARA TUBOS.....	34
2.12 DISEÑO DEL BRAZO ROBOT	35
2.13 FABRICACIÓN DEL BRAZO ROBOT	38
3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE SISTEMA ELECTRÓNICO	40
3.1 SENsoRES REFLECTIVOS IR	40
3.2 MAQUINA CNC	41
3.2.1 Sistema de coordenadas cartesianas	41
3.3 MICROCONTROLADOR.....	42
3.4 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C.....	42
3.5 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE TARJETA DE FUENTE	46
3.6 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL PARA EL MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN	51
3.7 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL PARA EL MÓDULO DEL BRAZO ROBOT	57

3.8	DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL CENTRAL HID	61
4.	PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA.....	64
4.1	PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN	65
4.2	PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO DEL BRAZO ROBOT	67
4.3	PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO CENTRAL HID	70
5.	ANÁLISIS Y RESULTADOS	74
5.1	EQUIPO FINAL LEO'S.....	74
5.2	RESISTENCIA DE MATERIALES	75
5.3	MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN.....	76
5.4	MÓDULO DEL BRAZO ROBOT	79
5.5	ANÁLISIS Y RESULTADOS DE LAS MUESTRAS PROCESADAS	79
6.	CONCLUSIONES	82

LISTA DE FIGURAS

Pág.

Figura 1. Objeto sujeto a tracción: (a) diagrama de cuerpo libre; (b) objeto antes de cargarla y (c) objeto después de la aplicación de carga.....	22
Figura 2. Probetas de prueba.....	25
Figura 3. Curva de resistencias de probetas.....	26
Figura 4. Diseño de porta-tubos.....	27
Figura 5. Diseño de centrífuga.....	28
Figura 6. Cortes transversales de Porta-tubos.....	28
Figura 7. Cortes transversales del diseño del rotor.....	30
Figura 8. Vectorizado del modelo del rotor.....	32
Figura 9. Rotor encajado en el eje del motor.....	32
Figura 10. Soporte del tubo encajado en el rotor.....	33
Figura 11. Soportes para tubo de recolección.....	33
Figura 12. Diseño de soporte para sensores IR.....	34
Figura 13. Diseño del soporte para tubos.....	34
Figura 14. Soporte para tubos fabricado.....	35
Figura 15. Diseño 3D de la mordaza del eje X y Z.....	36
Figura 16 Diseño del riel del eje Z y soporte del servo.....	36
Figura 17. Modelo de la Estructura general del brazo ensamblada.....	37
Figura 18. Apertura y cierre del modelo 3D de la pinza.....	38
Figura 19. Sistema de brazo robot fabricado y ensamblado.....	38
Figura 20. Pinza de sujeción fabricada sosteniendo un tubo de recolección.....	39
Figura 21. Fotocélulas Autorreflexivas.....	40
Figura 22. Encapsulados y micros interconectados mediante bus I2C.....	43
Figura 23. Conexión al bus I2C.....	44
Figura 24. Condiciones de start y de stop.....	45
Figura 25. Esquema del circuito de fuente regulada para microcontroladores.....	48

Figura 26. Esquema del circuito de fuente de potencia.....	50
Figura 27. Circuito de fuente de alimentación.....	51
Figura 28. Esquema del circuito de control del motor DC de centrífuga.....	52
Figura 29. Esquema eléctrico de control de barrera física.....	53
Figura 30. Esquema de conexión de sensor IR.....	54
Figura 31. Esquema de conexiones etapa de acondicionamiento de señal IR.....	55
Figura 32. Esquema general del circuito del módulo de centrifugación.....	56
Figura 33. Tarjeta de circuito impreso fabricada para el módulo de centrifugación.....	57
Figura 34. Esquema de conexiones del detector de muestras de tejido sanguíneo.....	58
Figura 35. Esquema de conexiones del sistema de control para servomotor de pinzas	58
Figura 36. Esquema de conexiones del circuito de control de los motores paso a paso	59
Figura 37. Plano general de conexiones del sistema de control del módulo del brazo robot.....	60
Figura 38. Tarjeta de circuito impreso del módulo del brazo robot.....	61
Figura 39. Plano general del módulo central HID.....	62
Figura 40. Circuito impreso fabricado de la central HID.....	63
Figura 41. Diagrama de ejecución interno del módulo centrifugación.....	66
Figura 42. Diagrama de ejecución interno del módulo brazo robot.....	69
Figura 43. Diagrama de ejecución interno del módulo central HID.....	72
Figura 44. Subproceso de corroboración del módulo de centrifugación.....	73
Figura 45. Subproceso de corroboración del módulo brazo robot.....	73
Figura 46. Equipo final LEO'S.....	75
Figura 47. Prueba de estrés máximo del rotor.....	76
Figura 48. Curva de velocidad angular a 1000 revoluciones por minuto "RPM".....	77
Figura 49. Curva de velocidad angular a 1500 revoluciones por minuto "RPM".....	78
Figura 50. Curva de velocidad angular a 1850 Revoluciones por Minuto "RPM".....	79
Figura 51. Obtención de suero sanguíneo en muestras procesadas.....	80
Figura 52. Muestra en proceso de separación de plaquetas.....	81
Figura 53. Comparación entre suero y plasma sanguíneo.....	81
Figura 54. Primer concepto de diseño del rotor de la centrífuga.....	91

Figura 55. Diseño de soporte con sensores IR.....	91
Figura 56. Implementación física del sensor IR.....	91
Figura 57. Llegada a zona segura del rotor.....	91
Figura 58. Modelo del Motor paso a paso dentro del soporte.....	92
Figura 59. Diseño de los soportes del eje X.....	92
Figura 60. Sistema de engranajes en el diseño 3D de la pinza.....	92
Figura 61. Mordaza del motor paso a paso del eje Z.....	92
Figura 62. Acoples de eje encajados en la pieza fabricada.....	92
Figura 63. Acoples del eje Z encajados en el riel del soporte del servomotor.....	92
Figura 64. Soporte del servomotor fabricado.....	93
Figura 65. Motor paso a paso del eje X encajado en la pieza fabricada.....	93
Figura 66. Sensores IR de la pinza de sujeción.....	93
Figura 67. Diseño de tarjeta impresa de fuente.....	94
Figura 68. Previsualización 3D del modelo de tarjeta de la fuente.....	94
Figura 69. PCB de la tarjeta de fuente de alimentación.....	94
Figura 70. Diseño de PCB del módulo de centrifugación.....	94
Figura 71. Previsualización del circuito impreso del módulo de centrifugación.....	95
Figura 72. Diseño de PCB del módulo de control del brazo robot.....	95
Figura 73. Previsualización en 3D del módulo de control del brazo robot.....	96
Figura 74. Diseño PCB de la tarjeta central HID.....	96
Figura 75. Previsualización de la tarjeta PCB central HID.....	96

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Datos de resistencia de probetas.....	26
Tabla 2. Diccionario de cifrado para el protocolo I2C.....	114

TABLA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Sistema mecánico.....	91
Anexo B. Sistema electrónico.....	94
Anexo C. Programación del módulo HID.....	97

Glosario

ABS: (Acrylonitrile Butadiene Styrene) Plástico utilizado como materia prima para las impresiones en 3D.

CAD: (Computer-Aided Design) Software especializado para el diseño y modelado de piezas u objetos en 2D y 3D.

CNC: (Computer Numerical Control) Son equipos o máquinas utilizadas en la industria que son controladas por un computador a través de un proceso conocido como Control numérico de máquinas.¹

FDM: (Fused Deposition Modeling) Tecnología utilizada en la impresión 3D, consiste en la disposición por capas de material de impresión sobre una cama caliente.

GPIO: (General Purpose Input/Output) Pin de propósito general programable en microcontroladores.

HID: (Human Interface Device) Dispositivo que permite el control por parte del operario o usuario de un sistema o dispositivo electrónico de forma gráfica e intuitiva.

I2C: (Inter-Integrated Circuit) Protocolo de comunicación entre circuitos.²

IDE: (Integrated Development Environment) Software que proporciona servicios integrales que facilitan el desarrollo de aplicaciones o software en un entorno dedicado.³

IR: (Infra-Red) Radiación electromagnética de longitud mayor a la visible.

PCB: (Printed Circuit Board) soporte físico en el que instalamos distintos componentes electrónicos o eléctricos que se interconectan entre ellos.⁴

¹ FORD, E. Make: Getting Started with CNC (Primera ed.). San Francisco, California, US: Maker Media inc. 2016.

² ASTARLOA CUÉLLAR, A., & ZULOAGA IZAGUIRRE, A. Buses serie orientados a la comunicación entre dispositivos (I2C). Sistemas de Procesamiento Digital (Segunda ed.,). Madrid, España: Delta Publicaciones. 2008. págs. 252-256.

³ RED HAT. El concepto de IDE. [En línea] 2019. Recuperado el 8 de febrero de 2021, de RED HAT Web site: <https://www.redhat.com/es/topics/middleware/what-is-ide>

⁴ SURTEL ELECTRÓNICA. Qué es una PCB o placa de circuito impreso. [En línea] 2020. Recuperado el 8 de febrero de 2022, de SURTEL electrónica Web site: <https://www.surtel.es/blog/que-es-una-pcb-o-placa-de-circuito-impreso/>

RESUMEN

El objetivo de este proyecto es diseñar e implementar un equipo completamente automatizado encargado de manipular las muestras sanguíneas, luego centrifugarlas para obtener plasma o suero sanguíneo y posteriormente volverlas a manipular para depositarlas en los espacios de almacenamiento de forma satisfactoria.

Para la implementación se realiza un diseño especializado modular para cada sistema de fuentes, brazo robot, centrifugación y central de interfaz humana. Cada etapa de control hace uso de diferentes métodos para el control de los periféricos, técnicas de aislamiento galvánico para los sistemas de potencia y protocolos de comunicación como el I2C y el UART.

Adicionalmente, el sistema obtenido puede ser controlado de forma global mediante la interfaz de control que hace uso de una pantalla LCD y botones pulsadores. También ofrece la posibilidad de control independiente en cada módulo mediante protocolo UART y un acceso al monitor serial. La creación de este equipo marca un precedente en la región Surcolombiana que permite a los sectores académicos y productivos realizar nuevas investigaciones y aportes tecnológicos teniendo como base la innovación desarrollada en este equipo del sector médico.

ABSTRACT

The objective of this project is to design and implement a completely automated equipment in charge of handling blood samples, then centrifuging them to obtain plasma or blood serum and subsequently handling them again to deposit them in the storage spaces in a satisfactory manner.

For the implementation, a specialized modular design is made for each source system, robot arm, centrifugation and human interface center. Each control stage makes use of different methods for peripheral control, galvanic isolation techniques for power systems, and communication protocols such as I2C and UART.

Additionally, the system obtained can be globally controlled through the control interface that makes use of an LCD screen and push buttons. It also offers the possibility of independent control on each module via UART protocol and access to the serial monitor. The creation of this device marks a precedent in the Surcolombiana region that allows the academic and productive sectors to carry out new research and technological contributions based on the innovation developed in this device in the medical sector.

INTRODUCCIÓN

En el presente documento se presenta el diseño, fabricación y ensayos en laboratorio de un equipo electrónico que permite automatizar el proceso de centrifugación de muestras de tejido sanguíneo para la obtención de plasma o suero sanguíneo en tubos de recolección, comprobando así la viabilidad de que es posible fabricar un equipo con estas características en la región.

El trasplante de órganos y tejidos en humanos ha presentado un enorme crecimiento en los últimos años. Dentro de estos tejidos se encuentra la sangre la cual se compone de diferentes elementos líquidos y sólidos, entre ellos tenemos glóbulos rojos, glóbulos blancos, plaquetas y plasma sanguíneo, que constituye la parte líquida del tejido.⁵

En la actualidad el proceso de preparación de muestras para seroteca se lleva a cabo de la siguiente manera: se extraen de los pacientes las muestras de sangre las cuales son almacenadas en tubos de recolección (se dividen en tubos de suero, tubos de plasma y tubos de sangre total) dependiendo del objetivo a recolectar.⁶ Las muestras pasan a ser sometidas a un proceso de centrifugación de 2500 a 3500 RPM durante un tiempo de 15 minutos con el fin de separar los glóbulos rojos del plasma sanguíneo, mediante un proceso de separación por fuerza centrífuga.⁷ Este procedimiento es de vital importancia para la hemovigilancia como mecanismo de detección, cuidado y prevención en los procedimientos médicos cuyo fin es contrarrestar enfermedades infecciosas o posibles incompatibilidades con la donación de sangre y trasplante de órganos humanos.⁸

A lo largo del mundo diferentes universidades han investigado y desarrollado equipos que permiten realizar el manejo de sustancias químicas y/o biológicas por medio de la automatización de procesos. Así, por ejemplo, en la Universidad de Rutgers Nueva Jersey, investigadores de ingeniería biomédica dirigidos por el profesor Martin L. Yarmush⁹ innovaron en un dispositivo que incluye un robot guiado por imágenes para extraer sangre de las venas, un módulo de manejo de muestras y un analizador de sangre

⁵ THOMAS, L. News-Medical.Net. [En línea] 2018. Recuperado el 11 de septiembre de 2021, de Components and function of blood plasma: [https://www.news-medical.net/health/Blood-Plasma-Components-and-Function-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Blood-Plasma-Components-and-Function-(Spanish).aspx)

⁶ MOLINA, V. Reactlab. [En línea] 2020. Recuperado el 16 de septiembre de 2021, de Cómo elegir el tubo de recolección de sangre correcto: <https://reactlab.com.ec/cientifico/como-elegir-el-tubo-de-recolección-de-sangre-correcto/#tapa-roja>

⁷ LABORATORIOS ALBÉITAR. Toma de muestras. [En línea] 2011. Recuperado el 12 de febrero de 2020, de Laboratorios Albéitar Web Site: <http://www.albeitar.com/content.php%3Fsection%3D3%26element%3D14>

⁸ HERRERA HERNÁNDEZ, A., ORJUELA FALLA, G. A., BERMÚDEZ FORERO, M. I., GARCÍA BLANCO, S. M., BERRÍO PÉREZ, O. M., HILARIÓN GAITÁN, L., BELTRÁN DURÁN, M. Lineamientos para el almacenamiento de la seroteca en bancos de sangre y servicios de transfusión. 2015.

⁹ BALTER, M. L., LEIPHEIMER, J. M., CHEN, A. I., SHRIRAO, A., MAGUIRE, T. J., & YARMUSH, M. L. Automated end-to-end blood testing at the point-of-care: Integration of robotic phlebotomy with downstream sample processing. Journal Technology of Rutgers University, 2018. 59-66.

basado en centrífuga. Las pruebas realizadas utilizan brazos artificiales con tubos de plástico que sirvieron como vasos sanguíneos. El dispositivo podría proporcionar resultados de pruebas rápidas. En Dinamarca un grupo de investigadores de la universidad de Copenhague junto con la universidad de Toronto liderados por el ingeniero Farzad Nejatimoharrami¹⁰ desarrollaron una interfaz intuitiva de usuario para un robot de manejo de líquidos para laboratorios de química y biología. Sin embargo, en Colombia no hay registros de universidades que haya decidido iniciar el estudio de este tipo de equipos o sistemas.

En el mercado existen soluciones completas y especializadas para un proceso en específico como el “Blood Fractionation System”¹¹, equipo especializado para el manejo de plasma sanguíneo; o también se encuentra otra solución, pero especializada en la manipulación de gran volumen de material genómico conocido como el FlexSTAR+¹². Estos sistemas están fabricados solamente para el pipeteado del plasma sanguíneo. En ellos se deposita el tubo de sangre ya centrifugado, analiza y separa el plasma sanguíneo de la mezcla heterogénea para su posterior almacenamiento en las Serotecas. Otras soluciones ofrecidas por la industria son muy similares entre sí, ofertando equipos especializados en la manipulación de sustancias químicas o de muestras de tejido biológico, o equipos que se encargan de realizar análisis médicos especializados en muestras de tejidos biológicos para el diagnóstico de enfermedades. Estas unidades realizan procedimientos distintos al equipo validado en este proyecto, pero son complementarios al tratamiento del tejido sanguíneo para el análisis y almacenamiento en seroteca.

A lo largo de este libro se presenta el desarrollo del dispositivo partiendo del diseño e impresión 3D del sistema mecánico, fundamentado en la teoría y cálculos de resistencia de materiales. Posteriormente se definen los cuatro módulos principales que gobiernan el sistema total: centrífuga, brazo robótico, fuente de potencia y central HID. Luego se procede a realizar el diseño de circuitos y fabricación de tarjetas respectivas. Conjuntamente se realiza la programación y sincronización de los sistemas específicos y las comunicaciones generales del equipo, permitiendo que el proceso de centrifugación sea automático y con niveles de seguridad óptimos para el uso por parte de un operario.

¹⁰ NEJATIMOHARRAMI, F., FAINA, A., STOY, K., JOVANOVIC, A., ST-CYR, O., & CHIGNELL, M. UI Design for an Engineering Process: Programming Experiments on a Liquid Handling Robot. 2017 First IEEE International Conference on Robotic Computing, 2017. 196-203.

¹¹ HTZ LIMITED. Blood Fractionation System. [En línea] 2018. Recuperado el 13 de septiembre de 2019, de LABORATORY AUTOMATION SPECIALISTS: http://www.htz.biz/beeline_blood_fractionator.htm

¹² VIRTUAL EXPO GROUP. Automatic sample preparation system FlexSTAR+. [En línea] 2020. Recuperado el 13 de septiembre de 2019, de Medical Expo: <https://www.medicaexpo.com/prod/autogen-inc/product-75640-743489.html>

1. OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar e implementar un equipo electrónico fabricado en impresión 3D que permita automatizar el proceso de separación de plasma en sangre.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Crear un sistema de control de posicionamiento que permita manipular los tubos de muestras sanguíneas y posicionarlos en la centrífuga.
- Crear un sistema de centrifugación que sea capaz de recibir los tubos de muestras sanguínea, centrifugarlos y posicionarlos de tal manera que el sistema de manipulación pueda volver a tomarlos y manipularlos.
- Implementar un procedimiento para lograr la separación de los componentes sanguíneos y el plasma.
- Lograr un equipo que permita controlarse de forma manual o programada para realizar otros procesos alternativos de centrifugación puntual.

2. FASE DE DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA MECÁNICO

Dentro del área de diseño industrial de cada componente físico del sistema es importante considerar temas como resistencia de materiales y funciones que debe cumplir el diseño para que sea físicamente posible su fabricación.

Debido a que el sistema utiliza el método de centrifugación para la separación de los componentes del tejido sanguíneo humano y posicionamiento y manipulación de muestras por control numérico computarizado (Subsección 3.2), es necesario explicar los fenómenos físicos que ocurren durante el proceso.

2.1 CENTRIFUGACIÓN

Una de las mejores técnicas para separar componentes sólidos de una mezcla es la técnica de decantación, si el sólido se deposita fácilmente por gravedad en el fondo del recipiente (sedimentación), o si permanece en la superficie del líquido (flotación). Un sólido sedimenta o flota dependiendo de su densidad respecto a la del líquido¹³. En otras palabras, el sólido experimenta una fuerza ascendente debido al empuje que el líquido ejerce sobre éste, cuya magnitud es igual a la del peso del líquido desplazado por el sólido (principio de Arquímedes)¹⁴. El sólido sedimentará si esta fuerza es inferior a la fuerza que la gravedad ejerce sobre el sólido; en caso contrario, flotará. Si las partículas son muy pequeñas los procesos de sedimentación o flotación pueden ser extremadamente lentos debido, por un lado, a la resistencia al avance de las partículas provocada por la fricción que se establece entre éstas y las del líquido, y por otro, a los movimientos aleatorios de las partículas inducidos por las turbulencias térmicas que se generan en el seno del líquido (difusión). En estos casos hay que recurrir a la centrifugación para separarlas¹⁵. La centrifugación es una técnica de sedimentación acelerada gracias al uso de fuerza centrífuga. Se aplica al análisis o a la separación de mezclas de partículas, células, orgánulos o moléculas¹⁶.

¹³ UNIVERSITAT DE BARCELONA. Operaciones básicas en el laboratorio de química. [En línea] 2021. Recuperado el 4 de diciembre de 2021, de Centrifugación, Fundamentos de la técnica: http://www.ub.edu/oblg/oblg%20castellano/centrifugacio_fonament.html

¹⁴ UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO. Principio de Arquímedes. (H. S. Costeira, Ed.) Vida Científica, II(3). [En línea] 2014. Recuperado el 4 de diciembre de 2021, de <https://www.uaeh.edu.mx/scige/boletin/prepa4/n3/m4.html>

¹⁵ Universitat de Barcelona, Op. Cit.

¹⁶ SÁNCHEZ, A. H. Texto ilustrado e interactivo. En A. H. Sánchez, Texto ilustrado e interactivo [En línea] (Segunda ed.). Madrid, Madrid, España: Elsevier. 2012. pág. 536. Recuperado el 16 de septiembre de 2021, de <https://tienda.elsevier.es/texto-ilustrado-e-interactivo-de-biologia-molecular-e-ingenieria-genetica-9788480866477.html>

2.2 FUERZA CENTRÍPETA

Cuando un cuerpo describe una trayectoria curvilínea, el vector velocidad debe cambiar de dirección y sentido. La aceleración centrípeta es la encargada de ello. Pues bien, la fuerza centrípeta es la responsable de dotar a un cuerpo con dicha aceleración. Y es la responsable de dotar al cuerpo con aceleración normal¹⁷. Está definida por:

$$\vec{F}_n = m \cdot \vec{a}_n = m \cdot \frac{v^2}{\rho} \cdot \vec{u}_n.$$

Ecuación (1)

En donde m es la masa del cuerpo, \vec{a}_n es la aceleración normal o centrípeta, v la velocidad del cuerpo en el punto ρ y \vec{u}_n es el vector radial normal.

2.3 FUERZA CENTRÍFUGA

El movimiento circular es un movimiento acelerado. Por consiguiente, si lo estudiamos en el marco de referencia giratorio, podemos prever que aparecerán fuerzas de inercia¹⁸; entonces la fuerza centrífuga es una fuerza de inercia o pseudo fuerza (fuerza no real) que se utiliza para explicar la existencia de fuerza centrípeta en movimientos circulares sobre sistemas de referencia no iniciales¹⁹. Por lo tanto, la fuerza centrífuga posee el mismo valor vectorial pero en sentido contrario a la fuerza centrípeta²⁰.

Teniendo en cuenta la teoría de las fuerzas (centrífuga y centrípeta; secciones 2.2 y 2.3) que afectan un objeto no inercial en el proceso de centrifugación de las muestras sanguíneas se puede calcular cuánta fuerza puede llegar a ejercer un objeto de estos girando a determinada velocidad angular con ayuda de la Ecuación (1).

2.4 VELOCIDAD ANGULAR

Es la medida de la velocidad de rotación de un objeto o partícula sobre una trayectoria cerrada. Esta se define como el ángulo girado por una unidad de tiempo y se designa mediante la letra griega ω .

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} = \frac{d\theta}{dt}.$$

Ecuación (2)

¹⁷ FERNÁNDEZ, J. L. Fuerza Centrípeta. [En línea] 2021. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de FISICALAB: <https://www.fisicalab.com/apartado/fuerza-centripeta>

¹⁸ STERN, D. P. Marcos de Referencia: La Fuerza Centrífuga. [En línea] 2002. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de Astrónomos a Astronaves: <https://pwg.gsfc.nasa.gov/stargaze/Mframes3.htm>

¹⁹ FERNÁNDEZ, J. L. Fuerza Centrífuga. (FISICALAB) [En línea] 2021. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de FISICALAB: <https://www.fisicalab.com/apartado/fuerza-centrifuga>

²⁰ STERN, D. P. Op. Cit.

En donde $\Delta\theta$ es un delta de posición angular, Δt es un delta de tiempo, $d\theta$ un diferencial de posición angular y dt un diferencial de tiempo. La velocidad angular tiene unidades de radianes por segundo (rad/s), que se pueden escribir como s^{-1} porque los radianes no son dimensionales. Consideramos que w es positivo cuando θ aumenta y negativo cuando θ disminuye²¹.

2.5 ACELERACIÓN ANGULAR

La aceleración angular instantánea se define como el límite de la aceleración angular promedio cuando Δt se acerca a cero.

$$\alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t} = \frac{d\omega}{dt}.$$

Ecuación (3)

En donde $\Delta\omega$ es un delta de velocidad angular, Δt es un delta de tiempo, $d\omega$ un diferencial de velocidad angular y dt un diferencial de tiempo. La aceleración angular tiene unidades de radianes por segundo al cuadrado (rad/s^2), o simplemente s^{-2} , α es positivo cuando un objeto rígido que gira en sentido antihorario se acelera o cuando un objeto rígido que gira en el sentido de las agujas del reloj se ralentiza durante algún intervalo de tiempo²².

Existen conceptos fundamentales en resistencia de materiales para tener en cuenta en el diseño y fabricación de las piezas impresas en 3D utilizadas en el sistema, estas son la tensión (Sección 2.6) y la deformación (Sección 2.7).

2.6 TENSIÓN NORMAL

Cuando un objeto de longitud L (Figura 1b) es sometido a una fuerza axial de tracción o tensión P como se muestra en la Figura 1a, este sufre una sobrelongación δ de su tamaño en dirección de la fuerza aplicada (Figura 1c), este crecimiento depende del nivel de la fuerza aplicada y del material del que esté fabricado el objeto.

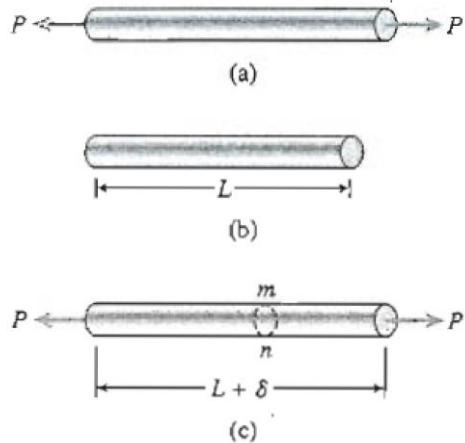
La intensidad de la fuerza (es decir, la fuerza por unidad de área) se llama tensión y se denota con la letra griega σ . Por lo tanto, la fuerza axial que actúa en una sección transversal (m, n) de la Figura 1c del objeto es la resultante de las tensiones totales distribuidas en forma continua en el objeto²³.

²¹ SERWAY, R. A., & JEWETT, Jr., J. W. Rotation of a Rigid Object About a Fixed Axis. PHYSICS for Scientists and Engineers (Novena ed.). Boston, Mancomunidad de Massachusetts, USA: thomson brooks/cole. 2014. págs. 293-316

²² Ibid, p. 295

²³ GERE, J. M., TIMOSHENKO, S., & BUGEDA, G. Tracción, compresión y cortante. Timoshenko Resistencia de Materiales (Quinta ed.). Madrid, España: S.A. EDICIONES PARANINFO. 2002. págs. 1-44

Figura 1. Objeto sujeto a tracción: (a) diagrama de cuerpo libre; (b) objeto antes de cargarla y (c) objeto después de la aplicada de carga²⁴.



Suponiendo que las tensiones están distribuidas uniformemente sobre la sección transversal mn , se observa que su resultante debe ser igual a la intensidad σ multiplicada por el área A de la sección transversal del objeto, por lo tanto, la intensidad se define como:

$$\sigma = \frac{P}{A}.$$

Ecuación (4)

Cuando el objeto es estirado por las fuerzas P , siendo P una fuerza axial a lo largo del objeto, las tensiones son tensiones de tracción. Si se invierte el sentido de las fuerzas, occasionando que la barra esté comprimida, obtenemos tensiones de compresión²⁵.

2.7 DEFORMACIÓN LINEAL

Un objeto recto cambia de longitud al ejercerla con una fuerza axial uniforme, aumentando su longitud. El alargamiento δ (Figura 1c) es el resultado acumulativo del alargamiento de todos los elementos del objeto en todo su volumen. El alargamiento de un segmento es igual a su longitud dividida entre la longitud total L (Figura 1b) y multiplicada por el alargamiento total δ . Por consiguiente, una unidad de longitud del objeto tendrá una sobrelongación igual a $1/L$ veces δ . Este valor se denomina alargamiento por unidad de longitud o deformación lineal²⁶ y se define como:

²⁴ Ibid, p.4

²⁵ Ibid, p.4

²⁶ Ibid, p.6

$$\epsilon = \frac{\delta}{L}$$

Ecuación (5)

En donde la deformación lineal se representa por la letra griega ϵ . Debido a que la deformación lineal es la razón de dos longitudes es una cantidad adimensional. Los valores numéricos de la deformación lineal suelen ser muy pequeños²⁷.

Las piezas físicas del equipo son diseñadas utilizando un software de modelado y diseño 3D, mejor conocidos como software CAD (Diseño asistido por computadora).

Software CAD: Es una tecnología para el diseño y la documentación técnica que sustituye el dibujo manual por un proceso automatizado²⁸. Facilitan por medio de herramientas o guías el modelado o diseño de cualquier pieza o carcasa en el espacio 3D, otorgando al usuario una visión en perspectiva de lo que quiere fabricar. Para este proyecto se elige el software Sketchup el cual dispone de una opción gratuita y ofrece utilidades específicas para fabricación en impresoras 3D.

Sketchup: Es un programa de modelado tridimensional desarrollado por la empresa Last Software en el año 2000. La característica innovadora de la herramienta fue la facilidad de uso para construcción de objetos tridimensionales (3D) en tiempo real. El programa impone un nuevo paradigma dentro de las aplicaciones CAD; por una parte, al constituirse en una verdadera herramienta digital de modelado 3D y por otra, al permitirnos convertir un objeto primitivo en un elemento complejo mediante sencillas operaciones de transformación²⁹. Conjuntamente se hace uso de un software de vectorizado para la fabricación de las piezas 3D el cual viene incluido por el fabricante.

Creality: Este software permite convertir un modelo CAD en un archivo de vectores ajustado y sincronizado a las especificaciones técnicas de los equipos que se encargará de fabricar la pieza, comúnmente conocido como archivo Gcode donde se hace uso del motor gráfico Cura³⁰.

2.8 DISEÑO DE ROTOR DE CENTRÍFUGA

La primera fase de este proyecto consiste en el diseño de toda la estructura física que conforma la parte mecánica del equipo. Inicialmente se evalúan los posibles diseños

²⁷ Ibid., p.6

²⁸ AUTODESK INC. Software de diseño CAD diseño asistido por computadora. [En línea] 2021. Recuperado el 2 de febrero de 2021, de Autodesk Web Site: <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/cad-software>

²⁹ HIPPOLYTE, P. Técnicas de modelado 3d en sketchup, para el manejo de modelos urbanos complejos dentro de Google Earth. Universidad Central de Venezuela, Facultad de Arquitectura y Urbanismo, Caracas. 2011.

³⁰ ULTIMAKER. Cura. [En línea] 2022. Recuperado el 3 de octubre de 2018, de Ultimaker Web Site: <https://ultimaker.com/en/products/ultimaker-cura-software>

estructurales de la centrífuga. Se escoge una estructura de rotor basculante (en donde los compartimientos en el cual se ponen los tubos están colgados por medio de un eje al rotor)³¹, debido a que se manipulan muestras sanguíneas en tubos pequeños. Al constituirse de partes móviles, cada pieza puede fabricarse independientemente, favoreciendo el proceso de la impresión 3D.

Para poder tener un concepto y un punto de partida para el diseño del rotor de la centrífuga se recurre a la literatura. Un primer diseño se realiza basado en una patente de Estados Unidos (Patente No. US 7422,554 B2, 2008). Este diseño se representa en la Figura 55 en anexos.

Una vez realizado el primer diseño del rotor de la centrífuga, se procede a vectorizarlo en el software Creality Slicer con el objetivo de conocer los parámetros iniciales requeridos para fabricarlo. Sin embargo, luego de vectorizado se manifiesta un problema en la fabricación debido a que esta clase de rotores de preferencia deben ser fabricados a un 100% de densidad estructural y este requeriría 812g a una densidad estructural del 55%, representando en un tiempo de fabricación de 55 horas.

Debido a la inviabilidad en términos de material, tiempo de fabricación y limitación en el área de construcción del primer diseño, se toma la determinación de iniciar el análisis y cálculo de un rotor de tipo chasis reducido. En este diseño se aplican los conceptos de resistencia de materiales y fuerza centrífuga (Explicado previamente en las Secciones 2.3 y 2.6) que se ejercen sobre la estructura.

Para este fin se parte del estudio publicado “Análisis de tracción de probetas Impresas en 3D mediante deposición de hilo fundido de diferentes materiales de impresión”³² en el cual se plasma el método utilizado para la determinación de la máxima tracción que puede tolerar una pieza fabricada en tecnología FDM. Para este proyecto se decide que el mejor material en términos de resistencia es el plástico PLA (ácido poliláctico), sin embargo, debido a su desventaja ante la humedad y duración en el tiempo se escoge el plástico ABS para la fabricación de las piezas mecánicas.

Se decide iniciar un estudio aplicado a la resistencia del ABS ante las fuerzas centrífugas, se procede a entablar comunicación con ingeniero civil Diego Mauricio Obando quien ayuda a determinar el método de análisis adecuado a implementar para estas pruebas. Gracias a las instrucciones dadas por el ingeniero Diego Obando se determina que la mejor forma de hallar una curva de resistencia es sometiendo estructuras diferentes en volumen a pesos determinados hallando de esta manera las fuerzas seguras “sin

³¹ EL CRISOL S.A. DE C.V. Te presentamos los diferentes tipos de centrífugas para laboratorio. [En línea] 2017. Recuperado el 3 de febrero de 2021, de EL CRISOL Web Site: <https://elcrisol.com.mx/blog/post/te-presentamos-los-diferentes-tipos-de-centrifugas-para-laboratorio>

³² PACHECO CARPIO, G. I., & COBOS MALDONADO, C. M. Análisis de tracción de probetas impresas en 3d mediante deposición de hilo fundido de Pla, Abs Y Pla/Mlo. Cuenca, Azuay, Ecuador. 2019.

deformación estructural” y las fuerzas de ruptura “con deformación estructural”^{33 34}. Las pruebas se realizan de acuerdo con la norma ASTM D638-10³⁵.

Debido a la carencia de equipo especializado y a la ausencia del laboratorio de resistencia de materiales, las pruebas se ajustan a los requerimientos y posibilidades al alcance. Esto implica que las probetas de prueba no conservaron un volumen único ya que siempre se debe manejar un 100% de densidad en estas estructuras. Las pruebas se enfocan hacia el tamaño del área que pueda representar un volumen determinado, puesto que entre mayor sea el área que cobija este volumen mayor será la capacidad de esta pieza para tolerar tracciones. Estas pruebas se realizan en función de un volumen estructural quien como referencia utiliza el área que se puede encontrar al realizar un corte transversal sobre dicho volumen.

Para efecto de las pruebas se toman como referencia tres piezas diseñadas (Figura 2) con el objetivo de hallar sus puntos de ruptura. Dichas piezas son sometidas a tracción hasta hallar la fuerza segura y la fuerza de ruptura. Sus áreas de referencia se escogen como: 1 mm², 4 mm² y 16 mm². Los valores obtenidos están descritos en la Tabla 1 y representados en la Figura 3.

Figura 2. Probetas de prueba.



³³ PACHECO CARPIO,

³⁴ ALVAREZ C., K. L., LAGOS C., R. F., & AIZPUN, M. Influencia del porcentaje de relleno en la resistencia mecánica en impresión 3D. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Departamento de Ingeniería. Quilpué: Ingeniare. 2016.

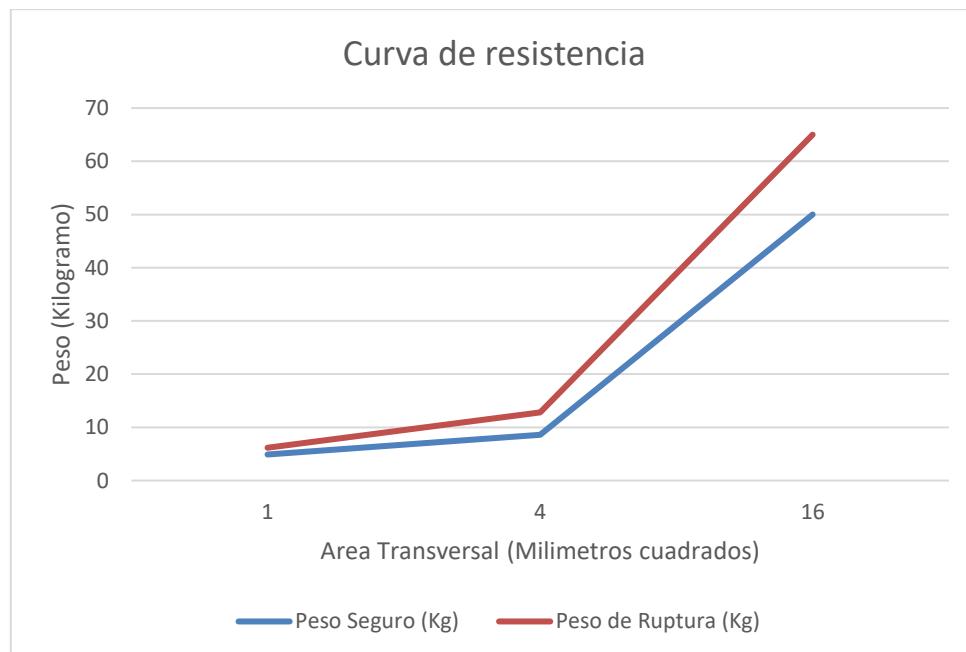
³⁵ ASTM INTERNATIONAL. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. Danvers: Publicaciones ASTM International. 2014.

Como se puede observar en la Figura 2 las alturas de las tres piezas son distintas, debido a que se busca aumentar el área que se puede encontrar al realizar un corte transversal en la unión de los dos anillos de sujeción de la pieza (punto de ruptura). Estas áreas corresponden respectivamente a las mencionadas previamente y la disposición en la cual fueron impresas se selecciona pensando en la mayor resistencia posible a la fuerza de tracción (horizontalmente).

Tabla 1. Datos de resistencia de probetas.

Área Transversal (milímetros cuadrados)	Peso Seguro (Kg)	Peso de Ruptura (Kg)
1	4,896	6,17
4	8,578	12,79
16	50	65

Figura 3. Curva de resistencias de probetas

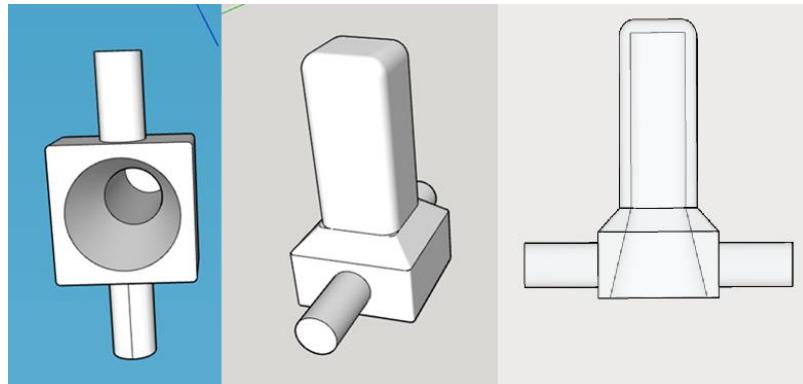


Para efectos de cálculo se observa que a medida que el área cuadrada aumenta, la resistencia del material por milímetro al cuadrado tiende a ser 4 Kg/mm^2 en su punto de ruptura, entonces se concluye una resistencia aproximada de 3.5 Kg/mm^2 .

Con el fin de hallar el área mínima necesaria para tolerar la tracción ocasionada por la acción de la fuerza centrífuga (Secciones 2.3, 2.6 y 2.7) es necesario tener como base los pesos implicados en el ejercicio de estas fuerzas que son: el peso del eje del rotor, el peso del soporte del tubo y el peso del tubo de recolección con el tejido sanguíneo. Debido a que el peso es un factor fundamental, se toma como base para el diseño una estructura tipo chasis lo menos voluminosa posible. Después de un proceso de vectorización en el software Creality Slicer, se realiza un análisis de fuerzas para evaluar su integridad estructural durante el proceso de centrifugación.

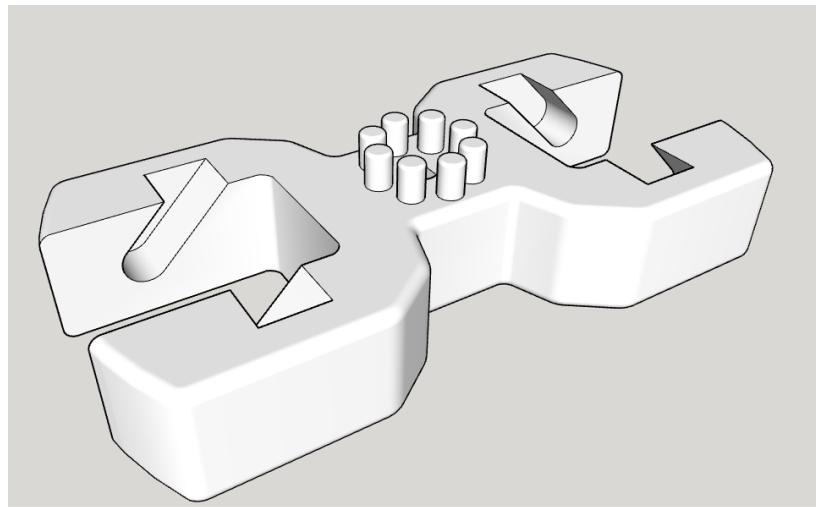
Se usan tubos de recolección de tapa azul de referencia 363083 de una capacidad de 2.7 mL , por lo tanto, se diseña un porta-tubo con el mínimo grosor posible que encierre completamente el tubo de recolección. En la apertura de la entrada del tubo se realiza un arreglo de forma conoidal, para poder corregir algún desfase de entrada a este mismo que pueda ocurrir cuando el brazo robot ingrese el tubo en la pieza como se observa en la Figura 4.

Figura 4. Diseño de porta-tubos.



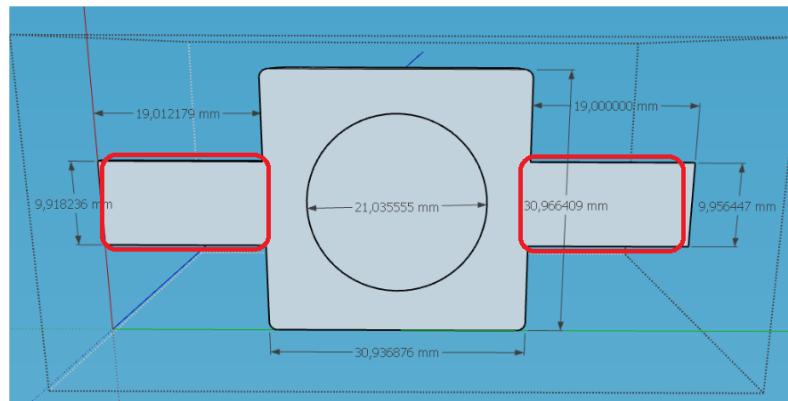
Teniendo el diseño del porta-tubo se procede a diseñar una centrífuga que ocupe el menor volumen posible (Figura 5), referenciado al tubo de recolección utilizado y al soporte del tubo. En esta centrífuga encajan los ejes del soporte para tubos permitiendo que estos giren libremente durante el proceso de centrifugado, de esta forma la muestra decanta correctamente y de forma homogénea. Se incluyen unos pestillos en la parte posterior que se diseñan como Encoder de la centrífuga; sin embargo, posteriormente este sistema es descartado debido a que fabricar un soporte para sensores IR en esta posición resulta inviable debido a que puede ser afectada por las turbulencias ocasionadas en el proceso y además excede los límites del área de impresión.

Figura 5. Diseño de centrífuga



Con base en los fundamentos explicados anteriormente en la Sección 2.2 y utilizando la ecuación (1) se procede a calcular las áreas de corte transversal de cada uno de los puntos críticos de las piezas a fabricar (Figura 6), con el fin de demostrar su viabilidad estructural.

Figura 6. Cortes transversales de Porta-tubos



Como se mostró previamente en la conclusión del análisis de resistencia de materiales, se parte del hecho de que un área de 1 mm^2 puede tolerar aproximadamente 3.5 Kg debido a pruebas experimentales realizadas. Con base en este hecho se procede a realizar el cálculo de área en la zona del eje del porta-tubos, teniendo en cuenta que esta pieza se cataloga como la zona más propensa a ruptura debido a que es la zona en donde convergen las fuerzas.

Se toman los pesos iniciales los cuales son aproximadamente 22 g para el soporte de tubo (visualizado en el software de vectorizado) y 13 g del tubo de recolección con el tejido sanguíneo (pesado en báscula digital) para un total de 35 g. La distancia de

centrifugación es tomada del diseño del rotor de la centrífuga la cual corresponde a 15 cm y para efecto de la velocidad se asume una velocidad punta de 3000 RPM debido a que el sistema se diseña pensando en la posibilidad de alcanzar esa velocidad como máxima. Haciendo uso de la ecuación (1) tenemos:

$$\vec{F}_n = m \cdot \vec{a}_n = m \cdot \frac{v^2}{r} \cdot \vec{u}_n = m \cdot \frac{v^2}{r} \cdot \vec{u}_n.$$

Ecuación (6)

Se efectúa la conversión de RPM a velocidad angular, luego se convierte a velocidad lineal en la distancia previamente especificada usando la ecuación (7)³⁶.

$$v = \frac{2 \cdot \pi \cdot r \cdot w}{60} = \frac{2\pi(0.15 \text{ m})(3000 \text{ rpm})}{60} = 47.12 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Ecuación (7)

Donde r es el radio en metros y w la velocidad angular en radianes por segundo, entonces se obtiene como resultado una velocidad lineal de 47.12 m/s. Se reemplaza el valor de velocidad obtenido en la ecuación (7) en la ecuación (6):

$$\vec{F}_n = \frac{(0.035 \text{ Kg})(47.12 \frac{\text{m}}{\text{s}})^2}{0.15 \text{ m}} = 518 \text{ N.}$$

Ecuación (8)

Teniendo en cuenta que el cálculo de resistencia del material se expresa generalmente en kilogramos-fuerza, se procede a convertir 518 N a Kgf.

$$1 \text{ N} = 0.10197 \text{ Kgf}$$

Ecuación (9)

$$F_n = 518 \text{ N} (0.10197 \text{ Kgf}) = 52.82 \text{ Kgf}$$

Ecuación (10)

El soporte de tubo y el tubo de recolección con el tejido sanguíneo representan un total de 52.82 Kgf los cuales son centrifugados a 3000 RPM. Basados en la Figura 6 se realiza un cálculo de área del corte transversal en los ejes que soportan el porta-tubos.

$$Area \text{ total} = Area1 + Area2 = (9.95 \text{ mm} * 19 \text{ mm}) + (9.95 \text{ mm} * 19 \text{ mm}) = 378.1 \text{ mm}^2$$

Ecuación (11)

³⁶ SERWAY & JEWETT, Op. Cit., p.295

Teniendo en cuenta que 1 mm^2 puede tolerar 3.5 Kg se procede a calcular los milímetros mínimos necesarios para soportar un peso de 52.82 Kg y se verifica en comparación a los milímetros disponibles en el área total calculados en la ecuación (11).

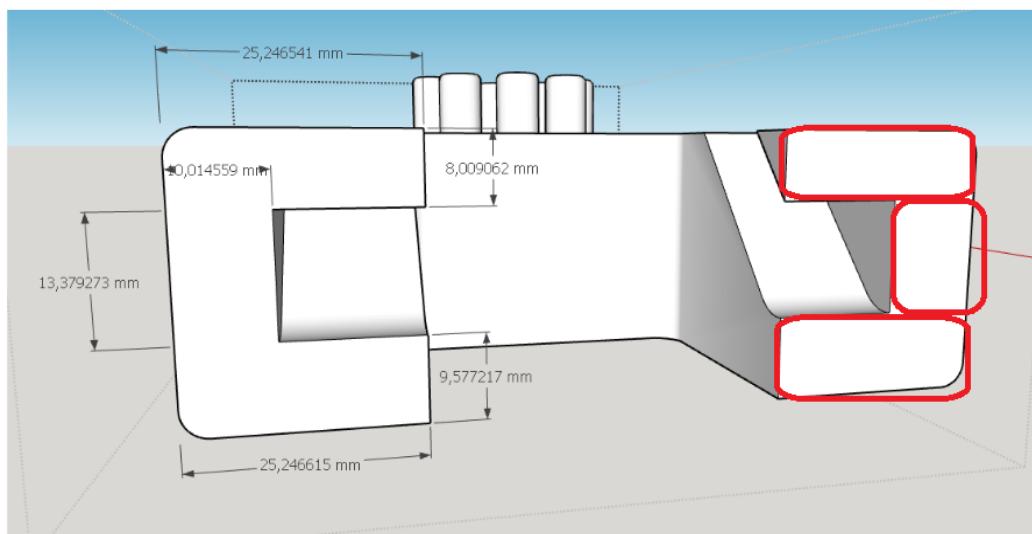
$$\text{mm}^2 \text{ necesarios} = \frac{52.82 \text{ Kg}}{3.5 \text{ Kg}} = 15 \text{ mm}^2$$

Ecuación (12)

Se observa que el área mínima necesaria para tolerar esta fuerza es de 15 mm^2 y el área total disponible es de 387.1 mm^2 por lo que se llega a la conclusión de que la pieza es estructuralmente viable.

Posteriormente se procede a realizar el cálculo de resistencia para el punto de ruptura del rotor, de esta manera se corrobora si la estructura es viable de fabricar. Para este cálculo se toma como base el área denotada en la Figura 7.

Figura 7. Cortes transversales del diseño del rotor



Como se observa en la Figura 7, consta de dos áreas las cuales se conforman de los dos extremos del rotor que brindan el acople al soporte de tubos. Esta área se calcula de la sumatoria de tres áreas básicas, como se muestra a continuación.

$$\begin{aligned} \text{Area total} &= (\text{Area 1} + \text{Area 2} + \text{Area 3}) * 2 \\ \text{Area total} &= (25.24 \text{ mm} * 8 \text{ mm} + 13.37 \text{ mm} * 10 \text{ mm} + 9.57 \text{ mm} * 25.24 \text{ mm}) \\ * 2 \text{Area total} &= (577.24 \text{ mm}^2) * 2 \text{Area total} = 1154 \text{ mm}^2. \end{aligned}$$

Ecuación (13)

Se obtiene un valor de área total de 1.154 mm^2 y se procede a realizar el cálculo de cuánto peso debe soportar esta pieza. Para esto se tiene en cuenta el peso total del rotor (aproximadamente 360 g visualizados en el software de vectorizado) el cual se divide en dos (180 g por cada extremo del rotor) ya que el peso total del rotor comprende los dos extremos que llevan los soportes de tubo, dado que en cada extremo se ejerce la mitad de la fuerza total. Los pesos comprendidos en este ejercicio corresponden a 180 g de cada extremo del rotor, aproximadamente 22 g para el soporte de tubo (visualizado en el software de vectorizado) y 13 g del tubo de recolección con el tejido sanguíneo (pesado en bascula digital) para un total de 215 g. Con este resultado se procede a calcular la fuerza total generada en un proceso de centrifugación a 3000 RPM.

Haciendo uso de la ecuación (1) y de los parámetros de distancia y velocidad lineal previamente mencionados y calculados, se usan las ecuaciones (6) y (7) como se muestra en la ecuación (14).

$$\vec{F}_n = \frac{(0.215 \text{ Kg}) \left(47.12 \frac{\text{m}}{\text{s}} \right)^2}{0.15 \text{ m}} = 3182 \text{ N.}$$

Ecuación (14)

Teniendo en cuenta que el cálculo de resistencia del material se expresa en kilogramos fuerza, utilizando la ecuación (9) se procede a convertir 518 N a Kgf.

$$F_n = 3182 \text{ N} (0.10197 \text{ Kgf}) F_n = 324.5 \text{ Kgf}$$

Ecuación (15)

Se concluye que el rotor en conjunto con el soporte de tubo y el tubo con tejido sanguíneo representan un total de 324.5 Kgf siendo centrifugados a 3000 RPM. Se procede a calcular los milímetros mínimos necesarios para soportar un peso de 324.5 Kg y se verifica en comparación a los milímetros disponibles en el área total.

$$\text{mm}^2 \text{ necesarios} = \frac{324.5 \text{ Kg}}{3.5 \text{ Kg}} = 92 \text{ mm}^2$$

Ecuación (16)

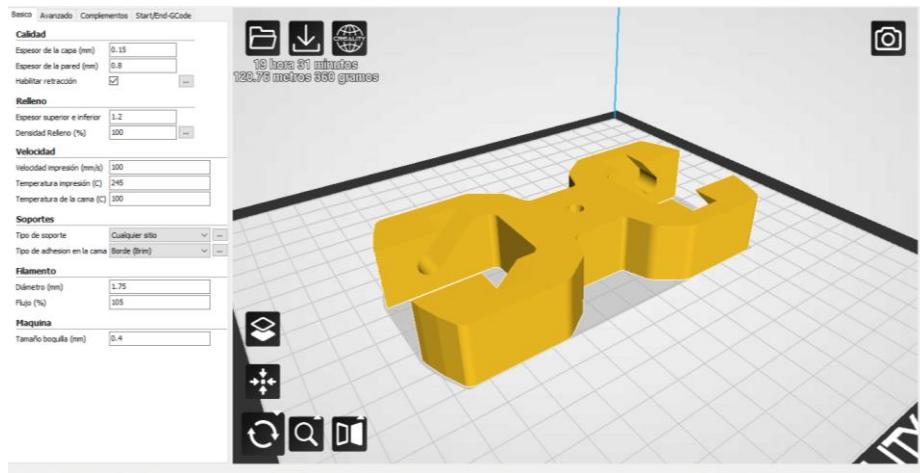
Se observa que el área mínima necesaria para tolerar esta fuerza es de 92 mm^2 y el área total disponible es de 1154 mm^2 , por lo que se llega a la conclusión de que la pieza es estructuralmente viable y se procede a fabricar los modelos.

2.9 FABRICACIÓN DEL ROTOR

Al comprobar la viabilidad estructural de los diseños realizados en el software CAD pasan a proceso de impresión 3D con densidades estructurales del 100% (explicado en la

Sección 2.8). Los diseños se ingresan al software de vectorizado Creality Slicer (Figura 8) para generar un Gcode y este código de máquinas comprende instrucciones para que la impresora 3D fabrique la pieza deseada.

Figura 8. Vectorizado del modelo del rotor



Como resultado son obtenidas las piezas sólidas fabricadas en plástico ABS. Los portatubos (Figura 11) encajan perfectamente en la cavidad (Figura 10) y pueden girar libremente en su eje, así mismo, el rotor encaja plenamente en el eje del motor DC seleccionado como se puede observar en la Figura 9.

Figura 9. Rotor encajado en el eje del motor

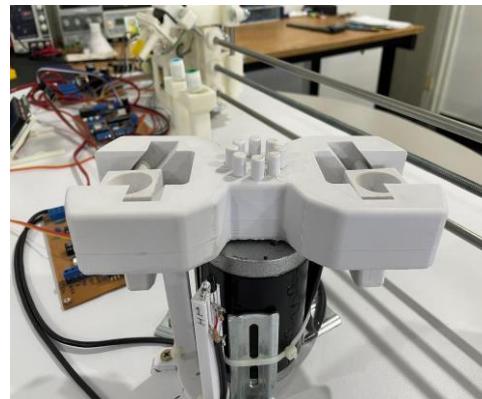


Figura 10. Soporte del tubo encajado en el rotor

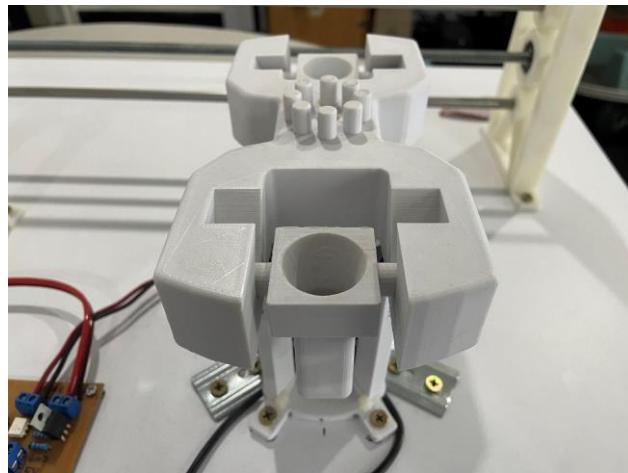
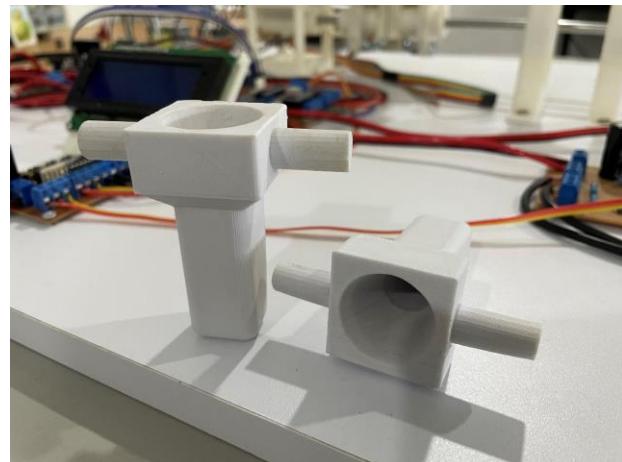


Figura 11. Soportes para tubo de recolección



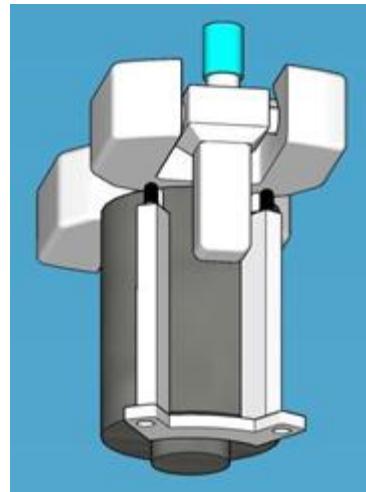
2.10 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE SOPORTE IR

El sistema hace uso de sensores IR para la detección del posicionamiento exacto del rotor debido a que las coronas superiores del diseño del rotor (expuesto en la Sección 2.8) no fueron implementadas. Se opta por el diseño de un sensor ubicado en la parte inferior al rotor (como se observa en la Figura 12) que permita detectar la velocidad angular alcanzada por el rotor. A través de la separación entre los brazos externos en donde encaja cada porta-tubo del rotor se puede detectar cuando este se encuentra exactamente en la posición de zona segura (manipulación de tubos).

Se procede a vectorizar y fabricar la pieza en la impresora 3D, obteniendo la pieza física en donde se encaja los transmisores y receptores infrarrojos (funcionamiento eléctrico explicado en la Sección 3.6). Se presentan las fotos e ilustraciones de los modelos 3D y

sus respectivas fabricaciones en las Figuras: Figura 12, Figura 56, así como las Figura 57 y Figura 58 de los Anexos.

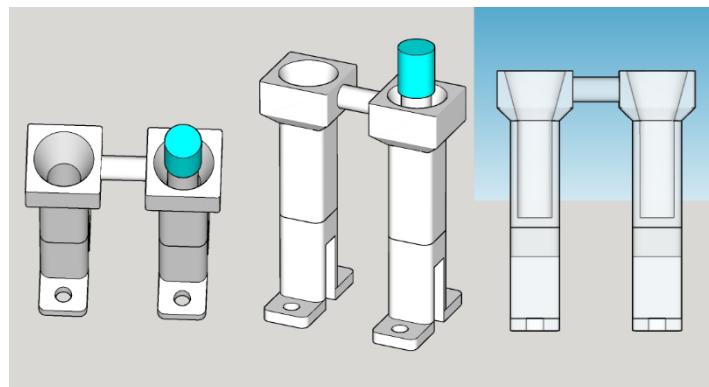
Figura 12. Diseño de soporte con sensores IR



2.11 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SOPORTE PARA TUBOS

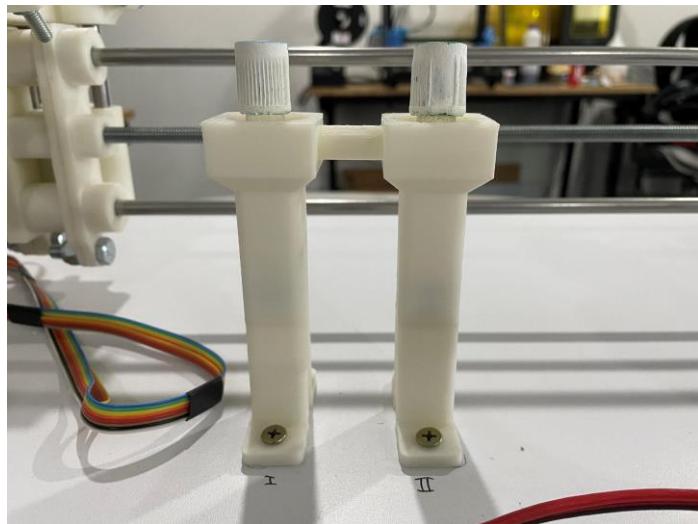
Dado que al equipo deben ingresar los tubos de recolección con muestra de tejido sanguíneo, se diseña una estructura que permita la disposición de los tubos para la manipulación por parte del brazo guía. Consiste en una pieza de bajo volumen estructural que encierra totalmente el tubo de recolección, dejando a la vista solamente la tapa para la sujeción por parte del brazo guía del equipo. La apertura de la entrada del tubo posee una forma de cono para corregir desfases en la puesta del tubo de recolección por parte del brazo robot como se puede apreciar en la Figura 13.

Figura 13. Diseño del soporte para tubos



Posteriormente se procede a la vectorización en el software, generación del Gcode e impresión de la pieza física (Figura 14).

Figura 14. Soporte para tubos fabricado



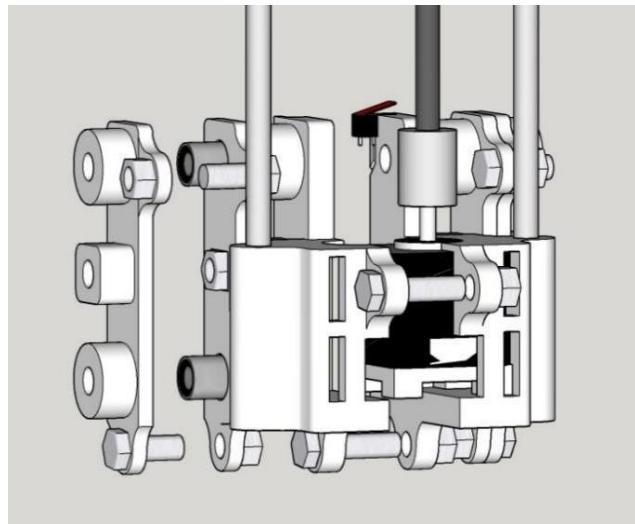
2.12 DISEÑO DEL BRAZO ROBOT

El brazo robot es una de las piezas más importantes del proyecto puesto que es el encargado de la manipulación mecánica de los tubos de muestras sanguíneas, al mismo tiempo este tiene la responsabilidad de detectar que nada falle durante el transporte de la muestra o que los espacios a donde se dirige tengan la muestra lista para su manipulación o en su defecto estén libres para recibir la muestra.

Es debido a lo mencionado antes que el diseño del brazo robot considera los siguientes aspectos: debe moverse libremente en dos ejes X y Z, en los cuales transporta la muestra y realiza las corroboraciones de espacios disponibles, debe detectar la presencia o ausencia de los tubos mediante un sensor IR y finalmente, debe agarrar y manipular las muestras de tejido sanguíneo mediante la implementación de un sistema servo-mecánico de pinzas (Funcionamiento eléctrico está explicado en la Sección 3.7).

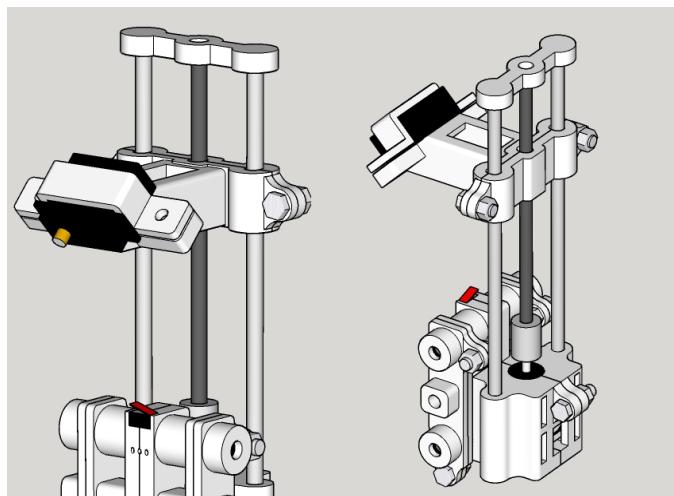
Inicialmente se diseña la mordaza del eje X en la cual se incluye el motor paso a paso del eje Z, los acoplos del eje liso y roscado del eje X y Z, los ejes lisos junto con el eje roscado del eje Z y el soporte para el servomotor que acciona las pinzas de sujeción de las muestras de tejido sanguíneo. Como primer paso se diseñan modelos del motor paso a paso de las varillas que conforman el eje Z y los acoplos de eje liso y roscado respectivamente, esto con el fin de tener una perspectiva de dimensiones reales del diseño. Se modela una mordaza adecuada especialmente al motor paso a paso del eje Z donde vienen incluido también los acoplos para las varillas del eje X, aberturas en donde encajan las varillas y el final de carrera del eje Z (Figura 15).

Figura 15. Diseño 3D de la mordaza del eje X y Z.



Posteriormente se diseñan los rieles que permiten el movimiento en el eje z junto con el soporte de servomotor, el cual fue modelado específicamente para cubrir la distancia entre el recorrido del brazo robot y los soportes de tubo del rotor. Para ajustar el servomotor al soporte se modela un dispositivo de agarre que prensa el servo al soporte. En la Figura 16 se visualiza ya ensamblado todo el modelo previamente descrito.

Figura 16 Diseño del riel del eje Z y soporte del servo.

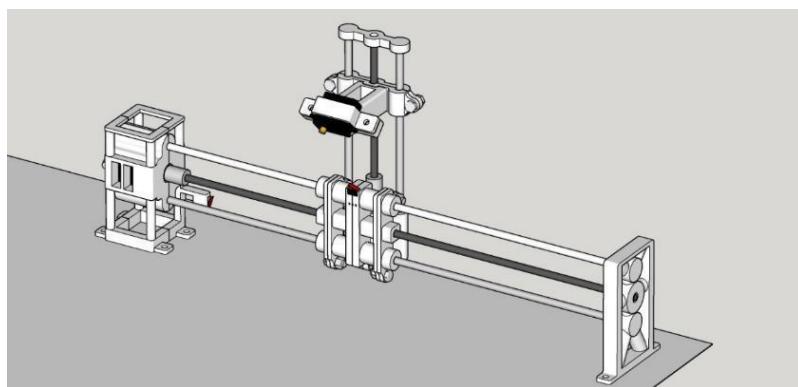


Una vez finalizado el diseño del sistema de rieles que permite el movimiento en los ejes X y Z, se procede a realizar el diseño de los soportes del eje X (Figura 60). Estos son los encargados de encapsular y mantener firme el motor paso a paso del eje X (Figura 59), incorporar físicamente un soporte para el final de carrera que detecta cuando el eje X llega a la coordenada X=0, incorporar un espacio donde encajen las balineras que permitirán las rotaciones del eje roscado. Finalmente, (con base en el modelo realizado

previamente de la mordaza del brazo robot) se ajusta la altura que debe tener el soporte del eje X para brindar a la mordaza la seguridad de poder realizar todo el recorrido físico del riel sin tocar ningún objeto o cableado adicional que se encuentre en la zona.

La estructura general del brazo robot se diseña pensando en estructuras de tipo chasis tubular modular. Estas estructuras brindan la mayor resistencia estructural posible haciendo uso del menor material posible, mientras gracias a su diseño modular permite desarmar las piezas según sea la necesidad de incorporar una diversidad bastante amplia de componentes electrónicos, mecánicos y otros varios necesarios para garantizar su correcto funcionamiento. (Figura 17).

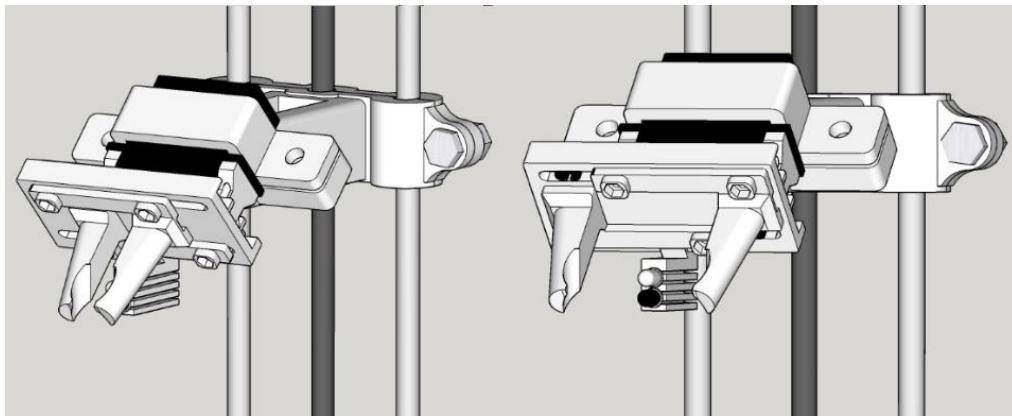
Figura 17. Modelo de la Estructura general del brazo ensamblada



Finalmente se diseña la pinza que sujeta los tubos con las muestras de tejido sanguíneo. Para el diseño de esta pieza se toman como referencia varios modelos pinzas de uso libre revisados previamente³⁷. El servomotor de forma interna incorpora un microcontrolador junto a un potenciómetro los cuales le permiten aplicar fuerza en un sentido de giro determinado hasta llegar a una posición determinada mediante una señal de pulso PWM emitida por la tarjeta central (explicado en la Sección 3.7). De esta manera la fuerza aplicada por el servomotor se ejerce sobre un sistema de engranajes interna especialmente diseñado para convertir este giro angular en una apertura y cierre lineal de las pinzas (Figura 61 y Figura 18). Estas pinzas son especialmente adecuadas a la forma cilíndrica del tubo con la muestra sanguínea para presionarlo y realizar una manipulación segura de las mismas, mientras que en el centro de las pinzas se ubica el sensor IR que permite detectar las muestras y espacios disponibles.

³⁷ KEYNES, M. Rack & Pinion Robotic Gripper Jaw. Makerbot Thingiverse. [En línea] 2017. Recuperado el 25 de marzo de 2021, de <https://www.thingiverse.com/thing:2661755>

Figura 18. Apertura y cierre del modelo 3D de la pinza



2.13 FABRICACIÓN DEL BRAZO ROBOT

Los diseños presentados en la anterior Sección 2.12 pasan a vectorizarse en el software Creality Slicer para generar cada Gcode respectivamente. Al tratarse de un diseño modular, todas las piezas se fabrican independientemente; luego se ensamblan con tornillos-tuercas y se fija en la plataforma del equipo. Los resultados obtenidos se exponen en las figuras: Figura 62, Figura 63, Figura 64, Figura 65, Figura 66, Figura 19, Figura 20 y Figura 67 presentadas en los anexos.

Figura 19. Sistema de brazo robot fabricado y ensamblado

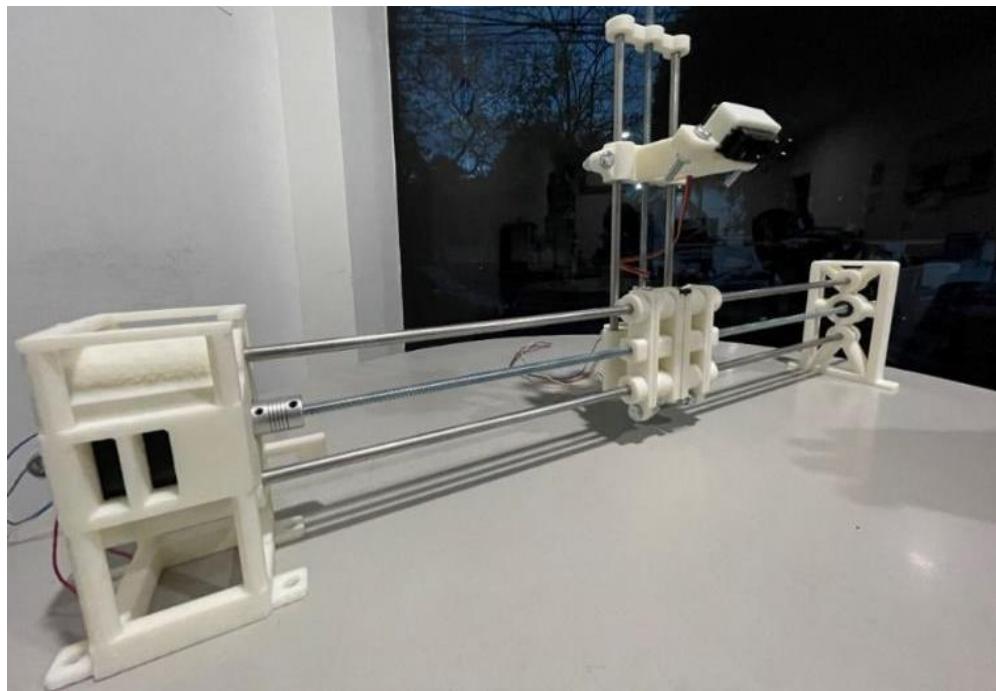
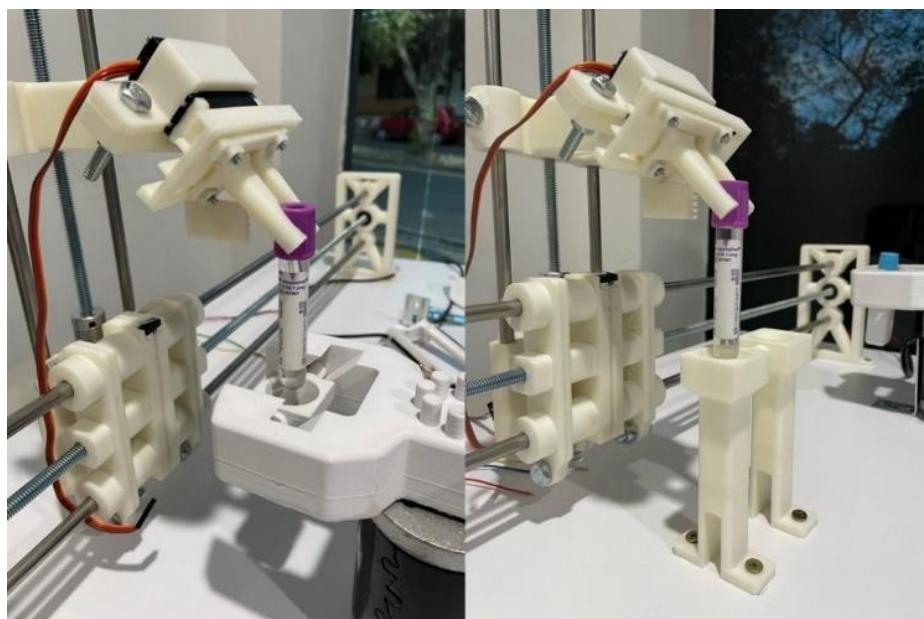


Figura 20. Pinza de sujeción fabricada sosteniendo un tubo de recolección



Con esto se culmina la sección de modelado y fabricación del sistema mecánico del equipo. En el siguiente capítulo se abarca el diseño, fabricación y programación del sistema electrónico y de potencia para el funcionamiento del sistema.

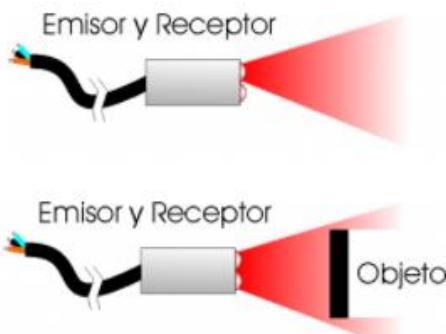
3. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE SISTEMA ELECTRÓNICO

Debido a la complejidad del sistema mecánico (explicado en el Capítulo 2) y a sus múltiples periféricos, el sistema electrónico de control se diseña con el objetivo de ser un sistema de múltiples microcontroladores. Debe ser capaz de administrar de forma eficiente los periféricos de cada sistema embebido³⁸, tales como sensores de presencia, etapas de potencia y actuadores. Se procede a referenciar fundamentos teóricos para el diseño electrónico completo del sistema.

3.1 SENSORES REFLECTIVOS IR

Son un tipo de sensor de proximidad que utiliza un led emisor de luz infrarroja (IR) en conjunto con un fotorreceptor para la detección de un objeto cercano. El sensor puede detectar la presencia del objeto por la recepción de la luz infrarroja reflejada de la superficie del objeto sensado³⁹, como se muestra en la Figura 21.

Figura 21. Fotocélulas Autorreflexivas⁴⁰



El fototransistor del fotorreceptor tiene una resistencia de "apagado" muy alta y una resistencia de "encendido" baja, las cuales están controladas por la cantidad de luz que incide en su base desde el LED de infrarrojo; es decir, la cantidad de luz reflejada en la superficie del objeto. Si no hay un objeto al frente del sensor entonces la luz infrarroja brillará hacia adelante sin ningún obstáculo que la refleje. Cuando existe un objeto próximo al sensor, la luz infrarroja es reflejada de vuelta, irradiando en el receptor IR y es detectado por el fototransistor⁴¹.

³⁸ HEATH, S. What is an embedded. En S. Heath, Embedded Systems Design (Segunda ed.). Oxford, Inglaterra: Newnes. 2003. págs. 1-14

³⁹ BAZIL RAJ, A. A. Proximity Sensor. En A. A. Bazil Raj, FPGA-Based Embedded System Developer 's Guide (Primera ed.). Boca Raton, Florida, US: CRC Press. 2018. págs. 242-244

⁴⁰ Contaval. ¿Qué tipos de sensores fotoeléctricos existen?. [En línea] 2016. Recuperado el 25 de junio de 2021, de Contaval Sitio Web: <https://www.contaval.es/que-tipos-de-sensores-fotoelectricos-existen/>

⁴¹ BAZIL, Op. Cit., p.242

Debido a que un motor de DC no posee un control directo de posición, se decide emplear el uso de un encoder que facilite el posicionamiento de los tubos de recolección ingresados en la centrífuga para que el brazo guiado pueda manipularlos, además de funcionar como tacómetro (dispositivo que sirve para medir la velocidad de rotación de un motor, o de otro mecanismo, expresada en número de vueltas por unidad de tiempo⁴² de la centrífuga y poder medir en tiempo real la velocidad angular alcanzada).

3.2 MAQUINA CNC

Son equipos o máquinas utilizadas en la industria que son controladas por un computador a través de un proceso conocido como control numérico de máquinas, (CNC) por sus siglas en inglés Computer Numerical Control⁴³. Los equipos se ejecutan por medio de una serie de instrucciones codificadas que pueden incluir números o letras y que el microcontrolador puede interpretar y procesar. El microprocesador convierte estas instrucciones en señales que comanda los motores paso a paso y el servomotor del brazo robot del sistema.

3.2.1 Sistema de coordenadas cartesianas

Define los puntos o coordenadas numéricamente en el espacio de dos o tres dimensiones. El sistema consiste en dos o tres ejes numéricos (esto depende de si se trabaja en dos o tres dimensiones) que forman ángulos rectos entre sí, la posición numérica en donde las dos líneas (o tres líneas en 3D) se interceptan es una coordenada y esta puede estar compuesta por valores positivos o negativos, dependiendo del cuadrante en donde esté localizado⁴⁴. El sistema maneja coordenadas de dos dimensiones compuesto del eje X y Z; el eje X representa el desplazamiento horizontal del brazo robot, mientras que el Z representa el desplazamiento vertical (arriba y abajo).

Para el control de los motores y lectura de los sensores de infrarrojo IR se hace uso de microcontroladores de la empresa Microchip, concretamente circuitos integrados de la familia AVR basado en la arquitectura RISC (Computador con conjunto de instrucciones reducido)⁴⁵.

Arquitectura AVR: Los microcontroladores RISC mejorados AVR se basan en una nueva arquitectura RISC que se ha desarrollado para aprovechar la integración de semiconductores y las capacidades de software de la década de 1990⁴⁶.

⁴² REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. Tacómetro. [En línea] 2022. Recuperado el 11 de enero de 2022, de Real Academia Española Web Site: <https://dle.rae.es/tacómetro>

⁴³ FORD, E. Make: Getting Started with CNC (Primera ed.). San Francisco, California, US: Maker Media inc. 2016.

⁴⁴ Ibid, p. 25

⁴⁵ ATMEL. ATmega328p Datasheet. 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Datasheet, San Jose, California, USA. 2015. 294.

⁴⁶ MYKLEBUST, G. (s.f.). The AVR Microcontroller and C Compiler Co-Design. 2017.

3.3 MICROCONTROLADOR

Se elige trabajar con este tipo de microcontroladores debido a su relación de alto desempeño a bajo costo, recomendado para diseño en el sector automotriz debido a su robustez en entornos con perturbaciones externas. Específicamente se trabajó con la serie megaAVR, el chip ATmega328p. Este chip maneja instrucciones en serie, pero a una alta tasa de MIPS por ciclo de reloj que permiten realizar varias acciones en un tiempo reducido⁴⁷. Además, se hace uso de banderas “Flags” en la programación para el control de estados, ya que el sistema entra en diferentes estados durante el proceso de centrifugación y manipulación de las muestras de sangre brindando seguridad y eficiencia de parte del programa al sistema.

Banderas “Flags”: se refiere a un conjunto de bits que almacenan un código que tiene asignado un registro de un estado de algún proceso o procedimiento que ejecute un programa⁴⁸.

El sistema consta de múltiples procesos y vigilancia de estados que necesitan estar monitoreadas en tiempo real por el microcontrolador. Cada etapa del sistema es controlado y monitorizado por un sistema embebido especializado para un proceso en específico.

El equipo se compone principalmente del sistema de centrífuga y el brazo CNC, por consiguiente, se plantea el diseño de dos sistemas embebidos especializados encargados de cada proceso. Debido al alto flujo de datos y una perfecta sincronización de los componentes del equipo, también se plantea el diseño de un sistema embebido que cumpla la función de maestro del proceso, relegando los sistemas especializados a entregar estatus de sus procesos al sistema principal en todo momento cuando se solicite. Se elige el protocolo I2C como interfaz de comunicación entre los microcontroladores de cada sistema embebido, ya que emplea solamente dos hilos para conectar los circuitos y posee una velocidad de transmisión acertada para los requerimientos del sistema⁴⁹.

3.4 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN I2C

Protocolo desarrollado por la empresa Philips Semiconductors en el año 1982, bus bidireccional que utiliza únicamente dos líneas para la conexión de varios circuitos integrados el cual se denominó bus Inter-IC o I2C⁵⁰. Los micros y encapsulados se conectan como se muestra en la Figura 22.

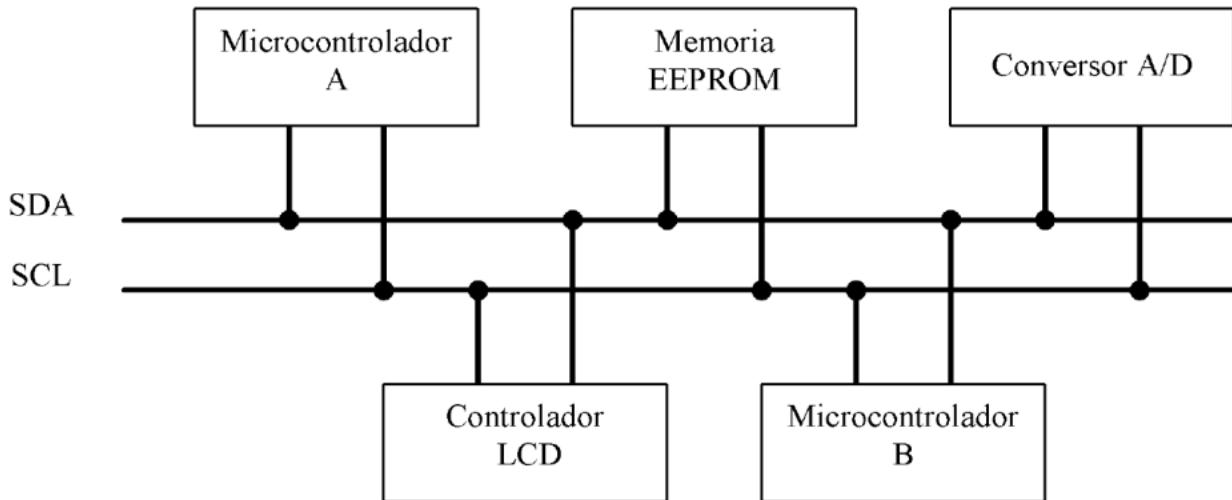
⁴⁷ ATMEL, Op. Cit.

⁴⁸ OUALLINE, S. Bit Fields or Packed Structures. Practical C Programming (Tercera ed.) Sebastopol: O'Reilly. 1997. págs. 216-218

⁴⁹ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.253

⁵⁰ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.252

Figura 22. Encapsulados y micros interconectados mediante bus I2C⁵¹.



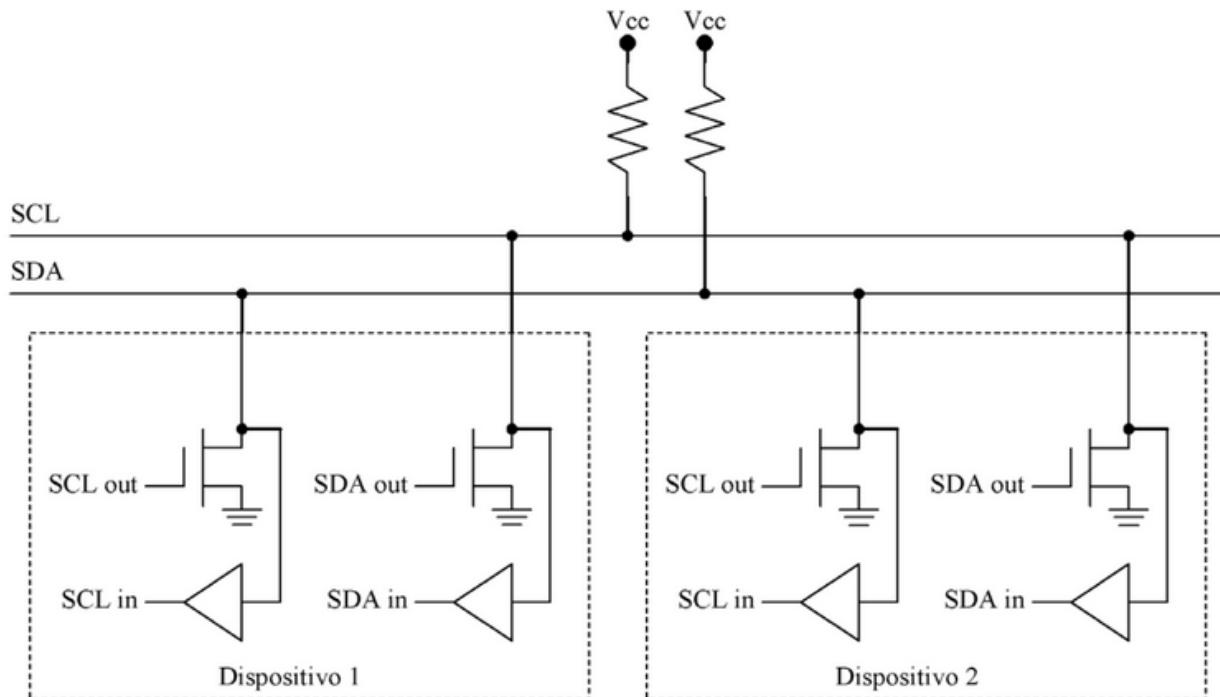
Las principales características del bus I2C son⁵²:

- Se emplean únicamente dos líneas, la de datos-dirección (SDA) y la de reloj (SCL).
- Cada micro o encapsulado conectado al bus tiene una dirección única seleccionable mediante programación.
- Maneja estructuras de tipo maestro-esclavo, con una configuración de un maestro y varios esclavos, también existe la posibilidad de tener varios maestros, pero con el uso de un sistema de detección de colisiones.
- Posee una velocidad de transmisión de 100 Kbit/s en el modo estándar. En la versión 1.0 se amplió la velocidad a 400 Kbit/s y posteriormente, en la versión 2.0 se amplía la velocidad hasta admitir 3.4 Mbit/s como límite.
- Las líneas SDA y SCL son bidireccionales conectadas a tensión positiva mediante resistencias de pull-up (puestas en alto). Los pines de salida de los micros o encapsulados que se conecten al canal del bus deben ser de tipo colector abierto (Figura 23).
- El maestro es el generador de la señal de reloj, se genera un pulso de reloj cada vez que se transfiera un bit.
- El tamaño de palabra de transmisión es de 8 bits, tanto para los datos como para las direcciones.

⁵¹ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.253

⁵² ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.253

Figura 23. Conexión al bus I2C⁵³



Funcionamiento del bus I2C

Condición de start: Antes de que haya una transmisión bidireccional de datos entre los integrantes del bus, el maestro debe informar del comienzo de la comunicación, esto lo hace poniendo a nivel bajo la señal en SDA mientras se mantiene en alto la señal en SCL como se observa en la Figura 24⁵⁴.

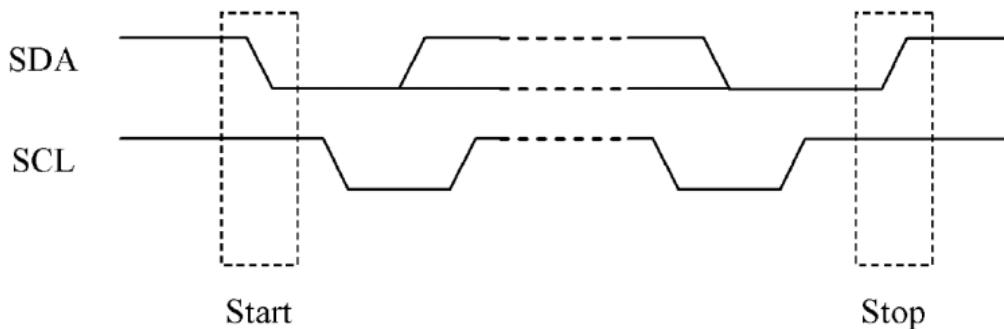
Condición de stop: Para finalizar la transmisión entre los integrantes del bus, el maestro pone en nivel alto la señal en SDA mientras que SCL permanece en alto como se representa en la Figura 24. Así el maestro indica que la comunicación para y se puede liberar el bus del protocolo⁵⁵.

⁵³ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.254

⁵⁴ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.254

⁵⁵ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.254

Figura 24. Condiciones de start y de stop⁵⁶.



Para el diseño de los esquemáticos de circuitos y los planos de las tarjetas de circuito impreso se hace uso del software de código abierto de fabricantes EasyEDA⁵⁷, el cual permite realizar diseños de componentes tanto en THT como en SMT y brinda las herramientas necesarias para exportar el archivo de fabricación necesario para la realización física de las tarjetas.

Para el diseño del equipo en este proyecto se considera un microcontrolador que sea capaz trabajar en entornos robustos y con exposición al ruido electrónico que pueden llegar a generar los mismos periféricos de potencia de la planta física tales como arranques de motores, control de fuentes de voltaje mediante frecuencias PWM, entre otros.

Debido a las características mencionadas se selecciona un microcontrolador del fabricante MICROCHIP. Este dispositivo es recomendado para desarrollo de sistemas automotrices, el microcontrolador ATMEGA 328P-U el cual dentro de sus múltiples características brinda 14 puertos de propósito general GPIO, 6 puertos lectura analógica ADC, protocolos de comunicación SPI, I2C, serial y la posibilidad de ejecutarse con un cristal de 16 MHz⁵⁸.

Cada sistema mecánico demandará un elevado tiempo de ejecución y verificación, entonces el diseño del sistema general se enfoca a la creación de una tarjeta electrónica exclusiva para la vigilancia y control del módulo de centrifugación, una tarjeta electrónica exclusiva para la vigilancia y control del brazo robot y una tercera tarjeta que será la encargada de vigilar la ejecución, controlar de forma síncrona las instrucciones que cada módulo ejecuta de forma independiente mientras brinda al usuario una interfaz de control e interacción HID.

⁵⁶ ASTARLOA & ZULOAGA, Op. Cit. p.254

⁵⁷ WATELECTRONICS. What is EasyEDA: PCB Designing & Circuit Simulation. [En línea] 2021. Recuperado el 11 de enero de 2022, de Watelectronics Web Site: <https://www.watelectronics.com/easyeda-pcb-designing-circuit-simulation/>

⁵⁸ ATMEL, Op. Cit.

3.5 DISEÑO Y FABRICACIÓN DE TARJETA DE FUENTE

Para la alimentación de este sistema se diseña una tarjeta especializada encargada de brindar voltajes estables a los principales sistemas de control y electrónica, además, en la misma tarjeta de forma aislada se encuentra una segunda fuente encargada de brindar voltajes estables a los sistemas de potencia los cuales están expuestos al ruido electrónico y magnético.

Mediante el uso de fuentes aisladas para los sistemas de control y los sistemas de potencia se puede garantizar que la exposición de los microcontroladores al ruido electrónico sea la menor posible, permitiendo así realizar labores de cálculo y transmisión de datos sin interferencias, pérdida de información o lecturas falsas.

Debido a que ejecutar de forma paralela todo el sistema representaría una alta demanda energética y en consecuencia implicaría trabajar con transformadores de alta potencia, se diseña esta fuente con el objetivo de brindar energía a todos los módulos de potencia mientras solo uno de estos módulos podrá demandar la potencia máxima de la fuente durante su ejecución.

Para la fuente aislada encargada de alimentar los microcontroladores y periféricos de sensorica se escogen los voltajes más comunes de alimentación, los cuales son 5 voltios y 3.3 voltios⁵⁹ ⁶⁰.

Se realiza el diseño de las fuentes aisladas de 5 y 3.3 voltios partiendo del circuito de referencia brindado por el Datasheet⁶¹, al cual se agregan tres modificaciones. La primera modificación representa una etapa de filtrado adicional en los puentes rectificadores con el fin de atenuar cualquier ruido proveniente de la alimentación exterior hacia el sistema. La segunda modificación agrega un diodo LED a cada fuente después de la etapa de rectificación para verificar visualmente que el transformador está trabajando de forma correcta. En la tercera modificación se incrementan los valores de los condensadores de estabilización que acompañan el integrado regulador, esto debido a los altos picos de consumo que puede llegar a presentar el sistema. Se busca que estos condensadores guarden la mayor cantidad de energía para que dado el caso de un drenaje excesivo de corriente, el valor del voltaje de entrada se mantenga estable y no afecte el funcionamiento de los reguladores. Finalmente se añaden los conectores de bornera para los cables de alimentación que irán a las tarjetas.

⁵⁹ ATMEL, Op. Cit.

⁶⁰ VISHAY INTERTECHNOLOGY. 4N25, 4N26, 4N27, 4N28 Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection Datasheet. 1.8, 7. Malvern, US. 2007

⁶¹ ATMEL, Op. Cit.

Para la selección del condensador de protección de drenajes excesivos se hace uso de la ecuación (17) de carga y descarga de condensadores⁶², en donde T es el tiempo de descarga del condensador, R es el valor de resistencia y C el valor de la capacitancia. Con esta fórmula se busca lograr el mayor tiempo posible de descarga en el sistema, lo que implicaría un mayor tiempo de respuesta de parte del condensador para evitar que el voltaje decrezca en el regulador durante un drenaje excesivo hasta que el transformador entre en la siguiente fase de red y aporte energía nuevamente a la fuente. Para este cálculo se toma como referencia el valor de 4.700uF ya que es uno de los valores más grandes de capacitancia que se pueden conseguir comercialmente.

$$T_{descarga} = 5(R)(C)$$

Ecuación (17)

Para la fuente de 5 voltios se asume que el valor interno de la resistencia del transformador es de 5Ω puesto que la corriente máxima del transformador es de 1 A a 5 V.

$$T_{descarga} = 5(R)(C) \\ T_{descarga} = 5(5)(4700(10^{-6})) \\ T_{descarga} = 0.117 \text{ Segundos}$$

Ecuación (18)

Para la fuente de 3.3 voltios se asume que el valor interno de la resistencia del transformador es de 3.3Ω puesto que la corriente máxima del transformador es de 1 A a 3.3 V.

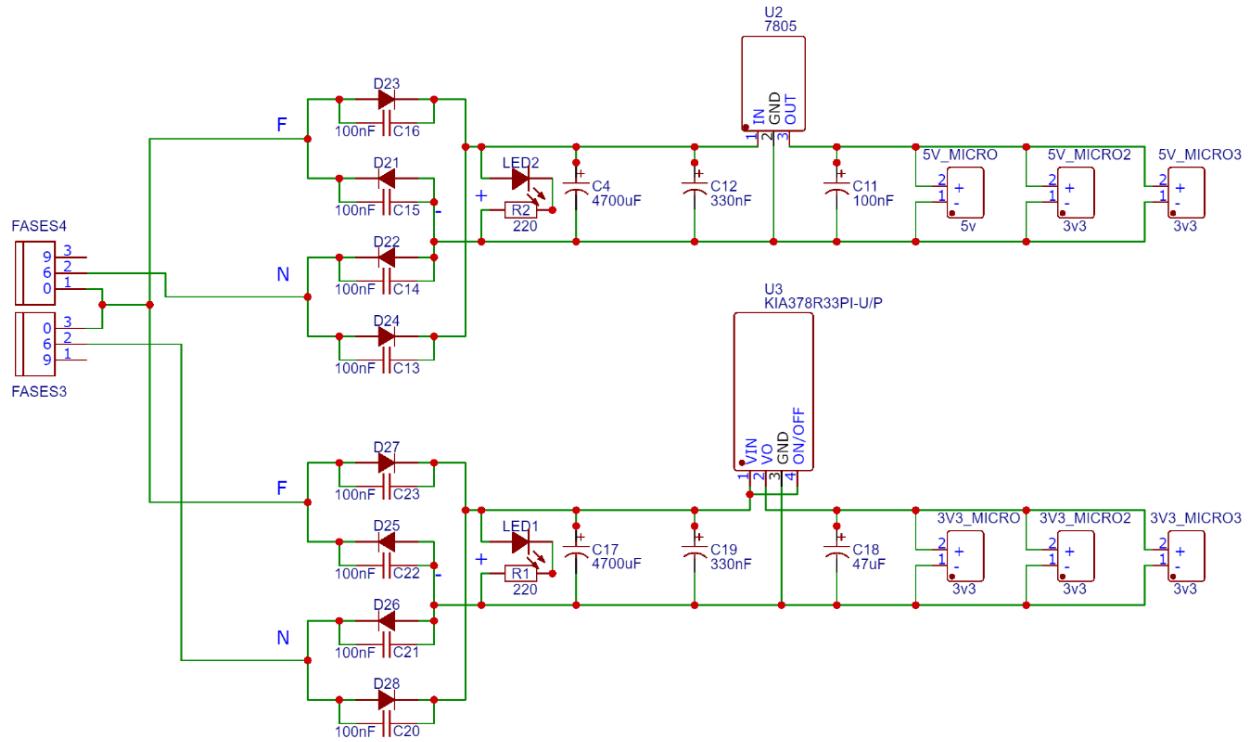
$$T_{descarga} = 5(R)(C) \\ T_{descarga} = 5(3.3)(4700(10^{-6})) \\ T_{descarga} = 0.077 \text{ Segundos}$$

Ecuación (19)

El diseño final de este circuito se puede observar en la Figura 25.

⁶² JARAMILLO MORALES, G. A., & ALVARADO CASTELLANOS, A. A. Circuito RC con señal de voltaje continuo. En G. A. Jaramillo Morales, & A. A. Alvarado Castellanos, Electricidad y Magnetismo. México D.F. México: Editorial Trillas. 1997. págs. 218-228

Figura 25. Esquema del circuito de fuente regulada para microcontroladores



Para el diseño de la tarjeta de alimentación de la electrónica de potencia se tiene en cuenta que esta alimenta el rotor del módulo de centrifugación, los dos motores paso a paso del brazo robot y el servomotor de la pinza de sujeción de muestras. Entonces, los voltajes escogidos para esta fuente son de 30 voltios para el módulo de centrifugación, 12 voltios para el módulo del brazo robot y 5 voltios para el módulo de manipulación de muestras.

Debido a que los motores paso a paso y el rotor demandan una elevada cantidad de potencia y no necesitan una alimentación extensamente regulada, sus fuentes se diseñan como fuentes rectificadas y filtradas puesto que el rizado de voltaje final no implica una diferencia perceptible durante la ejecución de procesos. Mientras que la fuente del módulo de manipulación de muestras al llevar un servomotor que incorpora internamente un microcontrolador con un sistema de verificación de posición⁶³, se diseña con su debido filtrado en rectificación, etapa de filtro externo y regulación lineal a 5 voltios.

Debido al elevado drenaje que puede manifestar este módulo, los valores de los condensadores de esta fuente son elevados con el fin de almacenar la mayor cantidad de potencia y que en caso de un drenaje de corriente excesivo permitan que el valor de

⁶³ BEHNKE, S., & SCHREIBER, M. Digital Position Control for Analog Servos. Paper de conferencia, Universidad de Freiburg, Instituto de ciencias de computador, Genoa. 2006.

voltaje no descienda y afecte el funcionamiento del regulador como se explica anteriormente.

Para la selección de los condensadores de protección de drenajes excesivos se hace uso de la ecuación (17) de carga y descarga de condensadores explicada previamente. Para este cálculo se toma nuevamente como referencia el valor de $4.700\mu\text{F}$ ya que es uno de los valores más grandes de capacitancia que se pueden conseguir en el mercado local.

Para la fuente de 30 V se asume que el valor interno de la resistencia del transformador es de 30Ω puesto que la corriente máxima del transformador es de 1 A a 30 V.

$$T_{descarga} = 5(R)(C)T_{descarga} = 5(30)(4700(10^{-6}))T_{descarga} = 0.705 \text{ Segundos}$$

Ecuación (20)

Como podemos observar el tiempo de aporte del condensador en carga y descarga para potencias nominales de 1 amperio es de casi un segundo, lo que permite atenuar de forma adecuada cualquier drenaje puntual del sistema durante eventos como arranques de motores o aplicación de fuerzas en el caso del módulo de manipulación de muestras.

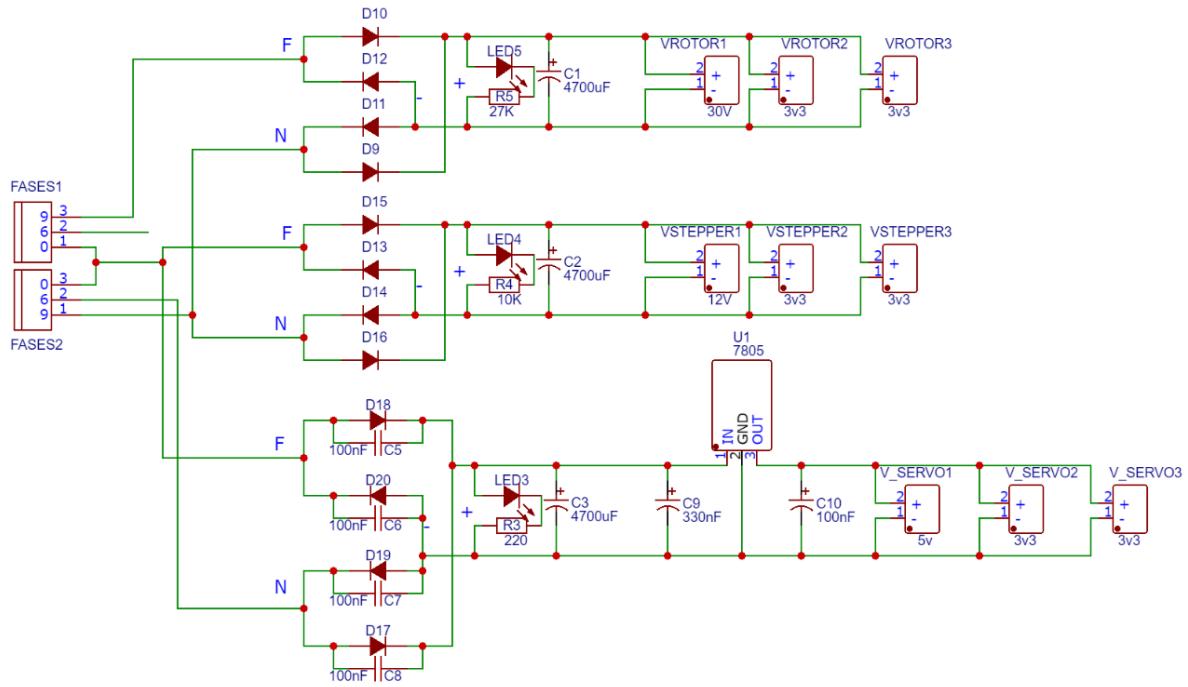
Para la fuente de 12 voltios se asume que el valor interno de la resistencia del transformador es de 12Ω puesto que la corriente máxima del transformador es de 1 A a 12 V.

$$T_{descarga} = 5(R)(C)T_{descarga} = 5(12)(4700(10^{-6}))T_{descarga} = 0.282 \text{ Segundos}$$

Ecuación (21)

El esquema de circuito resultante de este proceso se puede apreciar en la Figura 26.

Figura 26. Esquema del circuito de fuente de potencia



Una vez definidos los esquemas de circuito a implementar se realiza el proceso de implementarlos en un plano general que será implementado como esquemático de PCB.

Una vez finalizado el diseño de la tarjeta se procede a exportar los archivos Gerber (archivos de fabricación)^{64 65}, los cuales son procesados para obtener los archivos Gcode necesarios para fabricar la tarjeta. Estos archivos Gcode son ejecutados por máquinas CNC que son las encargadas de fabricar físicamente la tarjeta realizando las pistas, perforaciones de componentes, perforaciones de sujeción de la tarjeta y demás marcaciones que esta deba llevar (Figura 69) de los Anexos.

El ensamble de los componentes para la tarjeta de fuentes es mostrado en la Figura 28.

⁶⁴ TAVERNIER, K. (Julio de). The Gerber Guide. The Gerber Guide. San Francisco, California, US: The PCB Design. 2017

⁶⁵ ALTIUM DESIGNER. How to Generate Gerber Files in Altium Designer Step-by-Step. [En línea]. 2021. Recuperado el 13 de octubre de 2021, de Altium Web Site: <https://resources.altium.com/p/generate-gerber-files-altium-designer-step-step-schematic-pcb>

Figura 27. Circuito de fuente de alimentación



3.6 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL PARA EL MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN

Para el diseño del sistema de control del módulo de centrifugación el principal objetivo a cumplir es poder aplicar de forma controlada un voltaje y corriente al motor del rotor, de tal forma que permita realizar arranques controlados, mantener las revoluciones por minuto estables, realizar un descenso suave y adicionalmente permitir aplicar pulsos controlados en frecuencia y tiempo. Esto con el fin de mover gradualmente el motor emulando así un sistema paso a paso para el control de posición que este necesita.

El primer sistema que se diseña es el control de aplicación de potencia al motor el cual consta de un MOSFET IRLZ44N configurado en modo de corte y saturación con el fin de controlar la potencia transmitida al motor. Debido a que este sistema maneja tensiones de 30 voltios a varios Amperios se diseña un sistema de aislamiento galvánico que permita al microcontrolador mediante uno de sus pines GPIO controlar la saturación o corte del transistor de forma segura y sin representar riesgos o ruidos al sistema principal de control. Adicional a esto se deja una capa de tierra general en el diseño de la PCB la cual actúa atenuando los campos magnéticos que se pueden formar al aplicar potencias controladas por pulsos PWM al motor.

Basado en el esquema del circuito de la Figura 29 se realiza el cálculo de R_{26} en la ecuación (22)⁶⁶ obteniendo un valor de 215Ω , pero para efectos de valores comerciales de resistencias se asume como 220Ω

⁶⁶ SORIA OLIVAS, E., MARTIN GUERRERO, J. D., & GÓMEZ CHOVA, L. Conceptos fundamentales. leyes de Kirchoff. Teoría de Circuitos (2 ed.). Madrid, España: Mc Graw Hill. 2004. págs. 1-29

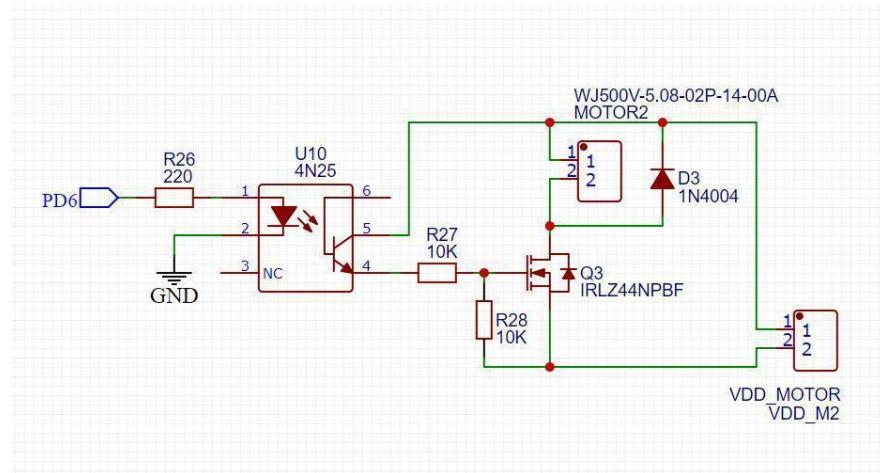
$$R26 = \frac{V_{gpio} - V_{diodo}}{I_{led}} = \frac{5V - 0.7V}{0.02A} = 215\Omega$$

Ecuación (22)

Para este diseño se hace uso de un transistor de tipo MOSFET ya que estos transistores gracias a su baja resistencia interna pueden trabajar con cargas más elevadas que los BJT de potencia sin calentarse y de forma más segura para el sistema⁶⁷. A continuación, se explica cómo se escoge este arreglo de las resistencias R27 y R28 para el transistor MOSFET Q3 (Figura 28).

El MOSFET IRLZ44N tolera voltajes de hasta 55 voltios a 49 amperios según el Datasheet del mismo⁶⁸, también se aclara en el Datasheet que el voltaje de V_{GS} (voltaje aplicado entre Gate y Source) no debe ser mayor a 20 voltios. Pero debido a que este transistor se encuentra aislado de forma galvánica del sistema, se activará con V_{DD} (Voltaje de fuente externa) el cual es de 30 voltios. Para evitar posibles conflictos con el voltaje aplicado a V_{GS} se implementa un divisor de tensión⁶⁹ conformado por dos resistencias de $10K\Omega$ entre el gate del transistor, tierra y el emisor del optoacoplador que da la señal de activación. Este arreglo permite reducir el voltaje aproximadamente a 15 Voltios en V_{GS} cuando se active la salida del optoacoplador, de esta manera la señal está en un rango seguro de trabajo para el gate del transistor y se puede activar el MOSFET de forma aislada evitando introducir ruidos al sistema.

Figura 28. Esquema del circuito de control del motor DC de centrífuga



El siguiente circuito que se diseña es el sistema de control de posición. Este consta de un circuito de control para servomotor aislado mediante método galvánico (explicado en

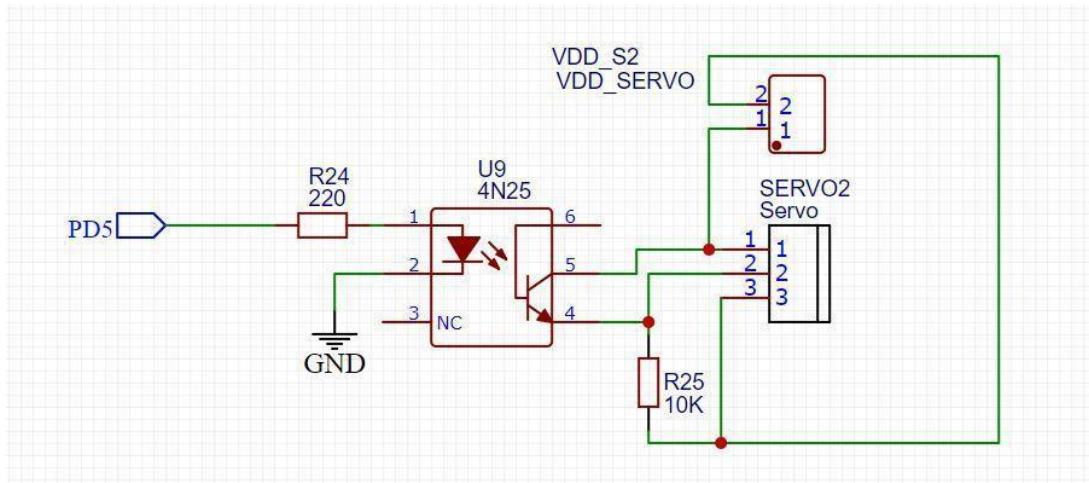
⁶⁷ INCHANGE SEMICONDUCTOR COMPANY. (s.f.). isc N-Channel MOSFET Transistor IRFZ44N Datasheet. Datasheet, 2. Wuxi, China.

⁶⁸ INCHANGE SEMICONDUCTOR COMPANY, Op. Cit.

⁶⁹ INCHANGE SEMICONDUCTOR COMPANY, Op. Cit.

la ecuación (22)). El objetivo principal de este sistema es controlar una barrera física que detiene el rotor en la posición necesaria para realizar la manipulación de muestras. Sin embargo, este sistema ha sido desactivado de la versión final del equipo debido a que el rotor se controla mediante métodos más eficientes explicados en el párrafo siguiente. Para propósitos académicos y explicativos del sistema físico, se muestra el esquema de circuito de la Figura 29 ya que se encuentra físicamente en el sistema de la tarjeta de circuito impreso, pero no se hace uso de este.

Figura 29. Esquema eléctrico de control de barrera física



Durante las pruebas con el motor DC se detecta que manifiesta tener unas “zonas de mayor resistencia” (se denomina zonas de mayor resistencia a zonas específicas ubicadas a lo largo del recorrido del eje del motor las cuales manifiestan una resistencia mayor al giro del rotor debido al sistema de embobinados del estator^{70 71}). Estas zonas de mayor resistencia permiten garantizar que el rotor se detenga en 14 posibles zonas ubicadas a lo largo de la circunferencia de giro. Mediante la aplicación de pequeños pulsos PWM, los cuales pueden variar en la frecuencia del PWM y en el tiempo de aplicación de dichos pulsos, se puede hacer que el rotor rompa su inercia inicial y pase a la siguiente zona de rigidez. Mediante el uso de estas zonas y la aplicación de dichos pulsos se logra emular un sistema de paso a paso en el rotor.

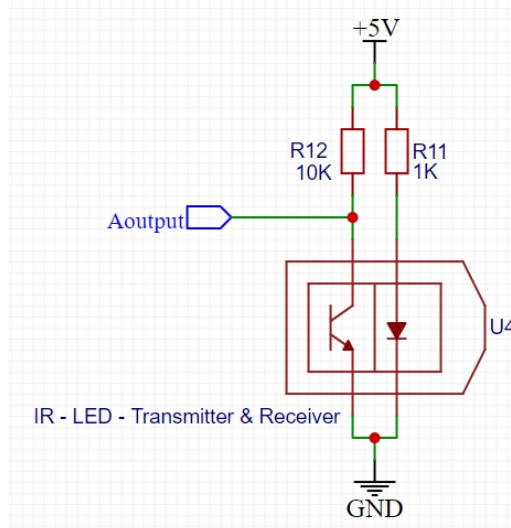
Para el sensado de las revoluciones por minuto y detección del rotor cuando entra a zona segura para la manipulación del tubo, se diseña el esquema de circuito de la Figura 30. Se usan dos sensores IR conectados a las borneras S5 y S6 del esquema. Cuando los sensores IR detectan los dos extremos del brazo del rotor donde se encaja el soporte de tubos, el circuito detecta esto como una zona segura en la que el sistema del brazo robot puede iniciar la manipulación de muestras. La señal emitida por los sensores IR es una

⁷⁰ ALCALDE SAN MIGUEL, P. Motores de corriente continua. Electrotecnia Cuarta ed. Madrid, España: Thomson Editores Spain. 2004. págs. 235-244

⁷¹ KASATKIN, A. S. Estructura de máquinas de corriente continua. En A. S. Kasatkin, fundamentos de electrotecnia. Moscú: Editorial Mir Moscú. 1989. págs. 250-254.

señal analógica la cual debe ser procesada y adecuada por un amplificador TL084 en configuración de comparador de voltaje. A continuación, se explica su diagrama y funcionamiento.

Figura 30. Esquema de conexión de sensor IR



Como se puede observar en la Figura 30, se usa una configuración de emisor y receptor implementado físicamente con diodos IR de 3mm en la cual el emisor siempre se encuentra emitiendo luz y en caso de que un objeto se posicione o cruce frente a este, el receptor automáticamente detectará la luz reflejada y permitirá la conductividad entre R12 y tierra (explicado en la sección 3.1). Por ende, la salida AOUTPUT (salida analógica) se mantendrá en un valor de entre 4.5V o 4.6V (Valores reales medidos de la planta física) hasta que se active el receptor, en cuyo caso su valor decrece hasta 1.25V o 1.45V (valores reales medidos de la planta física).

Las resistencias R12 y R11 de la Figura 30 se calculan para permitir el paso de 5 mA al emisor y así garantizar una potencia lumínica y reflectiva adecuada ecuación (23). Para el caso de la resistencia del receptor IR se calcula con el menor paso de corriente posible hacia tierra ecuación (24).

$$R11 = \frac{5 V}{0.005 A} = 1 K\Omega$$

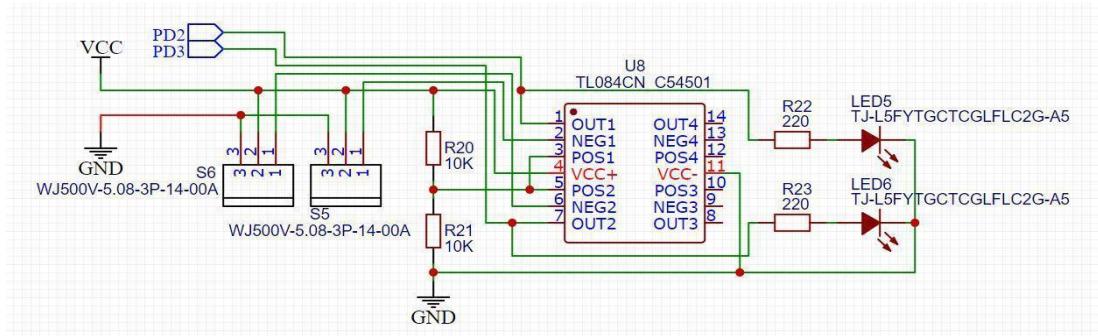
Ecuación (23)

$$R12 = \frac{5 V}{0.0005 A} = 10 K\Omega$$

Ecuación (24)

Como se mencionó anteriormente en la explicación de este diseño, la señal brindada por los IR es un valor analógico el cual debe ser adaptado y procesado para convertirlo en valores lógicos que el microcontrolador pueda detectar. Esto debido a que esta señal al ser usada para medir RPM y posición está conectada a pines digitales de interrupción los cuales son los ideales para el censado de RPM en sistemas de ejecución a alta velocidad, pero no pueden detectar valores analógicos. En la Figura 31 se muestra el esquemático de conexiones implementado para el acondicionamiento de la señal IR.

Figura 31. Esquema de conexiones etapa de acondicionamiento de señal IR

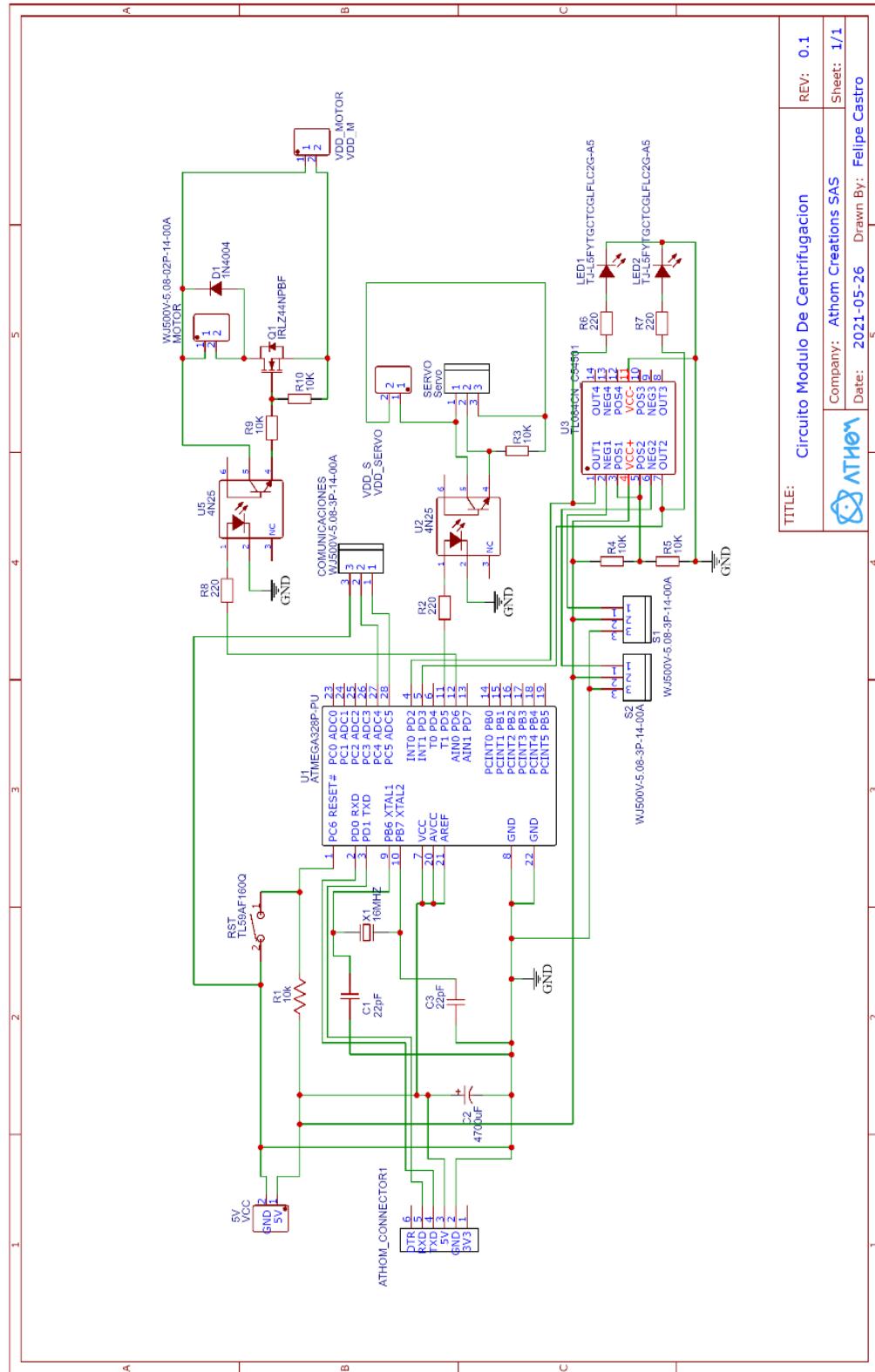


Debido a la carencia de los pines de interrupción para detectar valores de voltaje analógicos, se escoge adecuar la señal proveniente del sensor IR con un amplificador operacional TL084 configurado como comparador de voltaje. Este amplificador operacional funciona comparando el valor de la señal recibida por el sensor IR con un valor de referencia obtenido al dividir el valor de Vcc (5 voltios) entre un divisor de voltaje conformado por dos resistencias (R20 y R21 de la Figura 32) de 10KΩ con el fin de reducir el voltaje hasta 2.5 voltios.

Se selecciona el valor de 2.5 voltios basados en las lecturas previas de 4.5 voltios sin detección de objeto y de 1.25 voltios con detección de objeto. En ellas el valor de 2.5 voltios nos ofrece un margen apropiado tanto hacia la zona de inactivación como hacia la zona de activación y evita falsas detecciones o lecturas intermedias. El amplificador operacional brinda además la operación de invertir la señal de tal forma que cuando se detecte un objeto la salida del amplificador será un pulso en alto (5 voltios) y cuando no haya objetos detectados la salida será baja (0 voltios). Para este proyecto el sistema explicado anteriormente se implementa en 2 de los 4 amplificadores operacionales internos que incluye el TL084, dando como resultado el esquema eléctrico mostrado en la Figura 31.

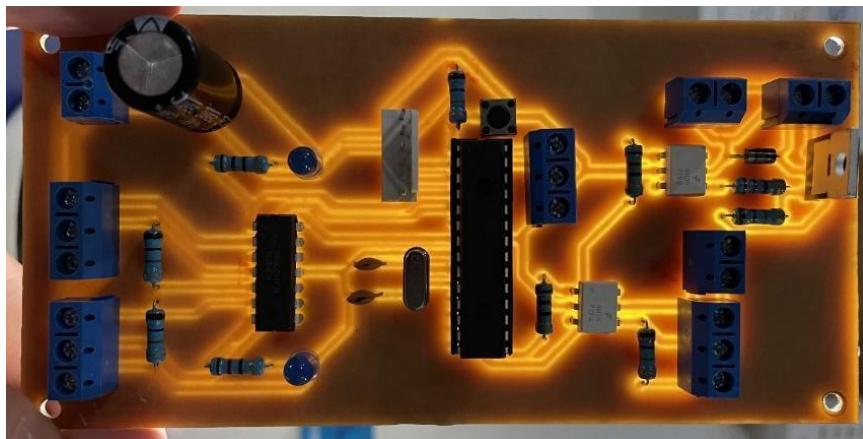
Finalmente, debido a que estas tarjetas son sistemas embebidos exclusivamente diseñados para un propósito específico, es menester seleccionar un protocolo de comunicación para el sistema general de transmisión de datos. Debido al alto uso de periféricos y al elevado tiempo de ejecución que maneja el sistema, se selecciona el protocolo de comunicación I2C. A continuación, en la Figura 32 se presenta el plano general del circuito del módulo de centrifugación.

Figura 32. Esquema general del circuito del módulo de centrifugación



Una vez finalizado el diseño de la tarjeta se procede a exportar los archivos Gerber (archivos de fabricación)⁷² ⁷³, los cuales son procesados para obtener los archivos Gcode necesarios para fabricar la tarjeta. El resultado del proceso de fabricación se muestra en la Figura 33.

Figura 33. Tarjeta de circuito impreso fabricada para el módulo de centrifugación



3.7 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL PARA EL MÓDULO DEL BRAZO ROBOT

Para el diseño del sistema de control del módulo del brazo robot se tienen en cuenta los procesos que este debe asumir en el sistema, los cuales son: poder detectar los tubos de muestras de tejido sanguíneo con el fin de poder detectar si hay una muestra disponible para el transporte y detectar si el destino de esta muestra está libre para poder recibir la muestra. También debe poder controlar el servomotor que acciona el sistema de pinzas con el fin de manipular de forma segura las muestras de tejido sanguíneo. Debe poder controlar los motores paso a paso de los ejes X y Z de una forma completamente aislada con el fin de evitar perturbaciones o ruidos en el sistema. Debe medir la coordenada (0,0) del sistema de movimiento del brazo robot mediante dos finales de carrera con el fin de garantizar la precisión en la movilidad del sistema. Debe poder ser manipulado físicamente por el usuario mediante botones pulsadores en caso de necesitar y finalmente como se muestra en la Sección 3.6 este sistema también se debe comunicar mediante el protocolo de comunicación I2C.

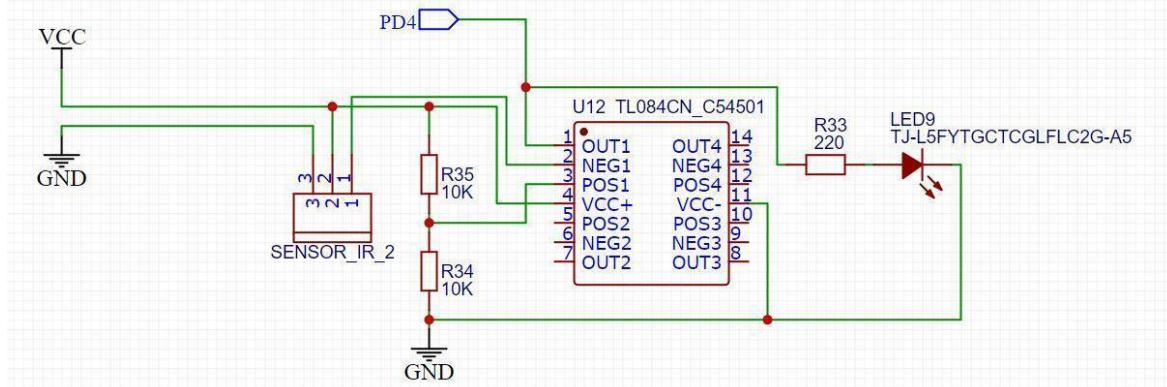
El primer sistema que se diseña es el sistema de detección de muestras de tejido sanguíneo haciendo uso de los fundamentos previamente planteados en la Sección 3.6 en donde se explica cómo funciona la detección de los sensores IR, cuáles son los niveles de señal emitidos por estos, el por qué debe adecuarse y procesarse posteriormente esta señal y como se realiza este proceso de adecuación de la señal del IR. A continuación,

⁷² TAVERNIER, Op. Cit.

⁷³ ALTUM DESIGNER, Op. Cit.

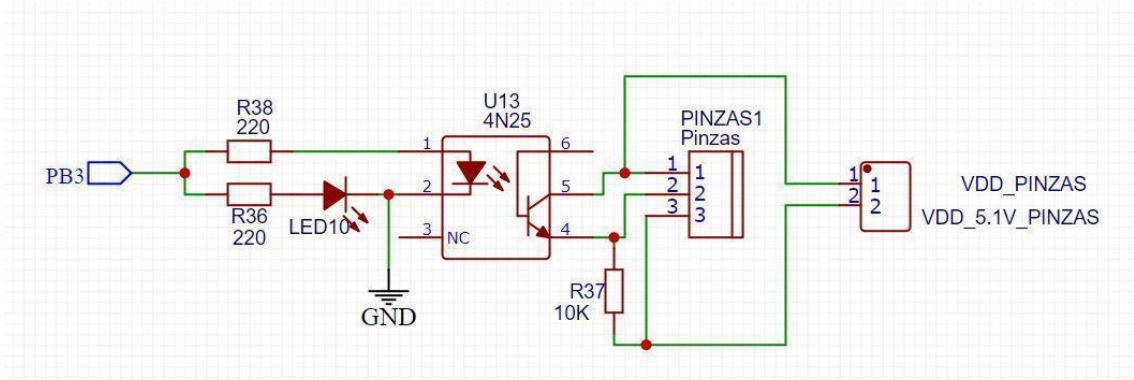
se muestra el esquema de conexiones para el circuito detector de muestras en la Figura 34.

Figura 34. Esquema de conexiones del detector de muestras de tejido sanguíneo



Se continúa con el diseño del sistema de control para el servomotor encargado de la apertura y cierre del sistema mecánico de las pinzas de sujeción de muestras. Este sistema se encuentra aislado mediante una protección galvánica implementada con el optoacoplador 4N25⁷⁴ el cual hace uso de una fuente externa de 5 voltios (VDD_PINZAS) para recrear la señal original proveniente del microcontrolador. El esquema de conexiones se muestra en la Figura 35.

Figura 35. Esquema de conexiones del sistema de control para servomotor de pinzas



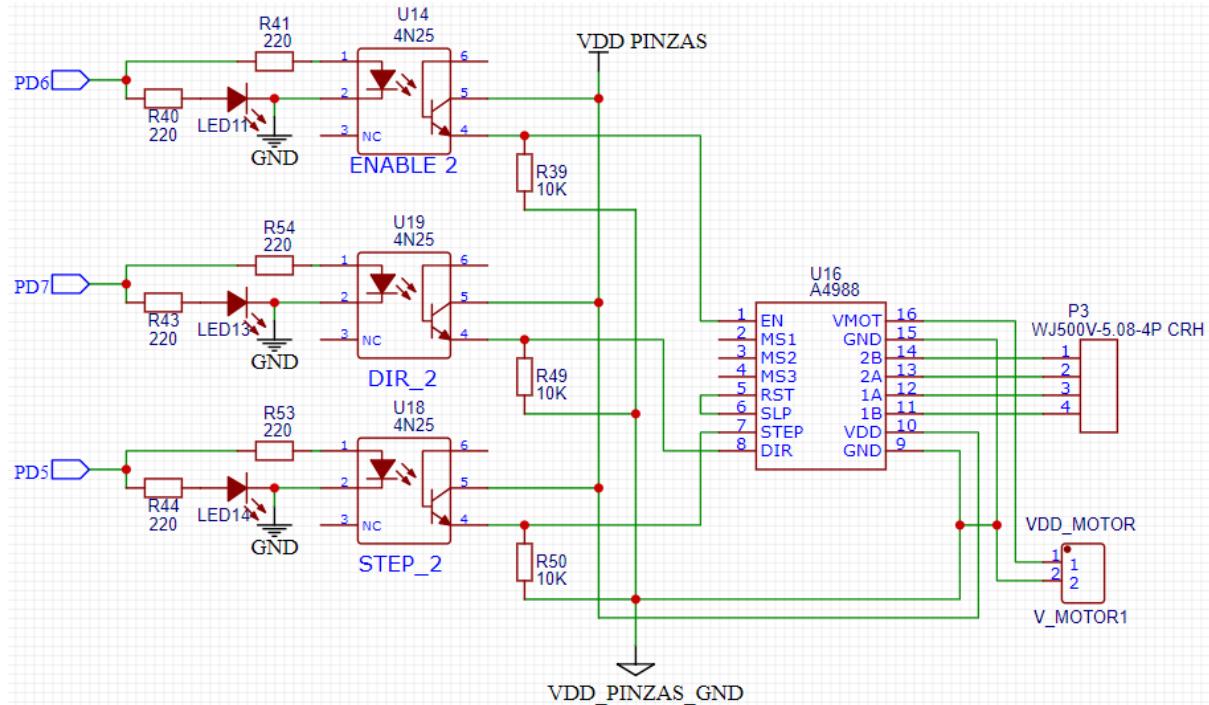
Para el control de los motores paso a paso se hace uso del controlador A4988⁷⁵ el cual se encuentra aislado del microcontrolador de forma galvánica. Este controlador se conecta a dos alimentaciones de la fuente, la primera alimentación brinda la potencia para los embobinados de los motores paso a paso (VDD_MOTOR) y la segunda alimentación la brinda otra salida de 5V (VDD_PINZAS) que se usa para alimentar de

⁷⁴ VISHAY INTERTECHNOLOGY, Op. Cit.

⁷⁵ ALLEGRO MICROSYSTEMS. A4988 DMOS Microstepping Driver with Translator And Overcurrent Protection . Microstepping Driver with Translator And Overcurrent Protection , 5, Worcester, 2014. 20.

forma aislada el controlador de los motores paso a paso. Mediante los tres optoacopladores 4N25⁷⁶ se hace uso de esta misma fuente aislada (VDD_PINZAS) para emular las 3 señales de control que marcan el funcionamiento del controlador (ENABLE, DIR y STEP), este circuito se replica de la misma manera para los dos motores paso a paso. El esquema de conexiones se presenta en la Figura 36.

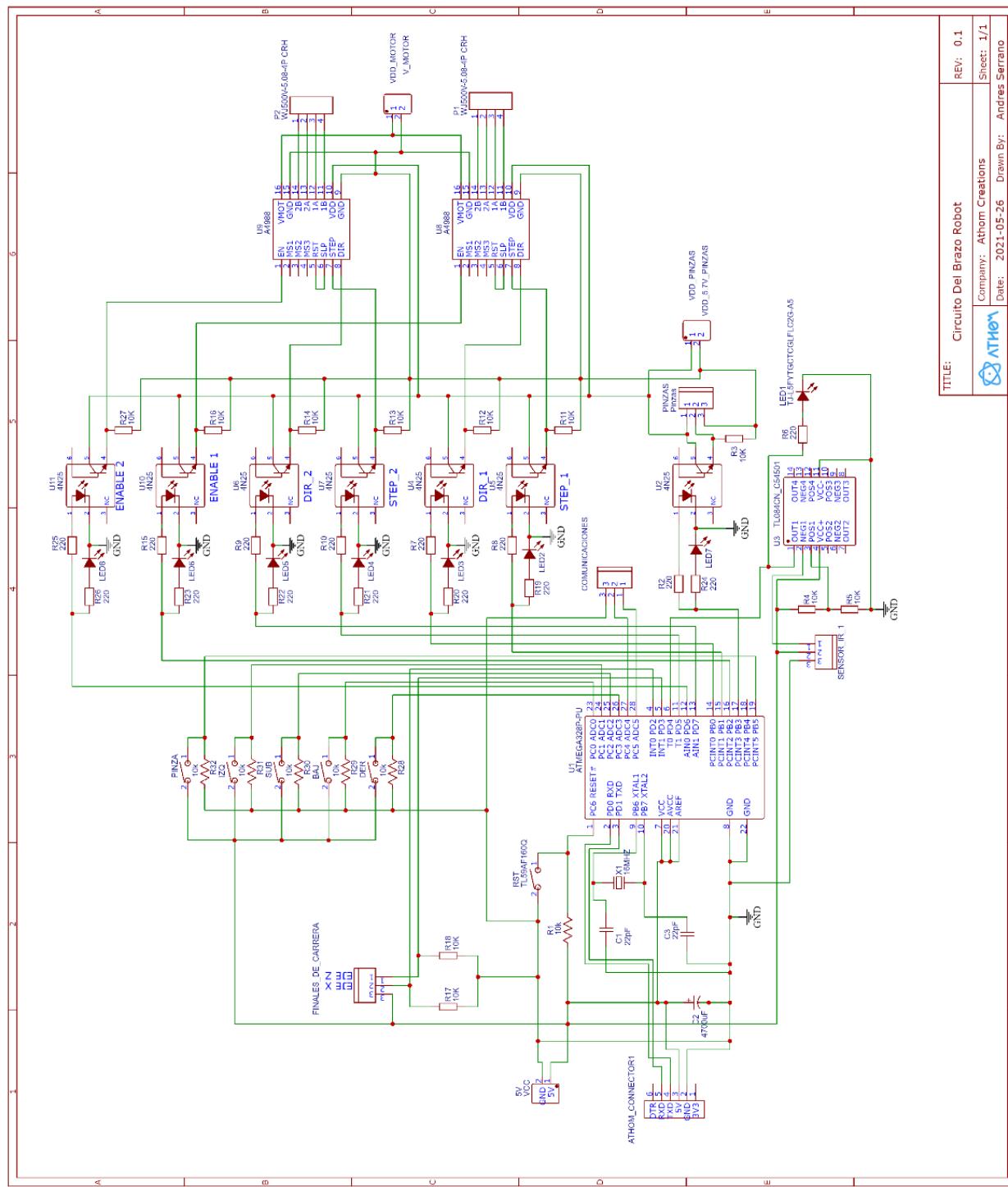
Figura 36. Esquema de conexiones del circuito de control de los motores paso a paso



Una vez definidos los sistemas principales para controlar los motores y sensores, se realiza el plano general del sistema de conexiones del módulo del brazo robot presentado en la Figura 38. En este plano se incorporan 5 botones físicos adicionales con sus respectivas resistencias de puesta en bajo, los cuales permiten realizar los movimientos de subir y bajar en el eje Z, moverse a izquierda y derecha en el eje X y abrir y cerrar las pinzas de sujeción. Adicional a esto se incorpora el conector de los finales de carrera, con sus respectivas resistencias de puesta en bajo y se adiciona el conector para el bus de comunicaciones I2C.

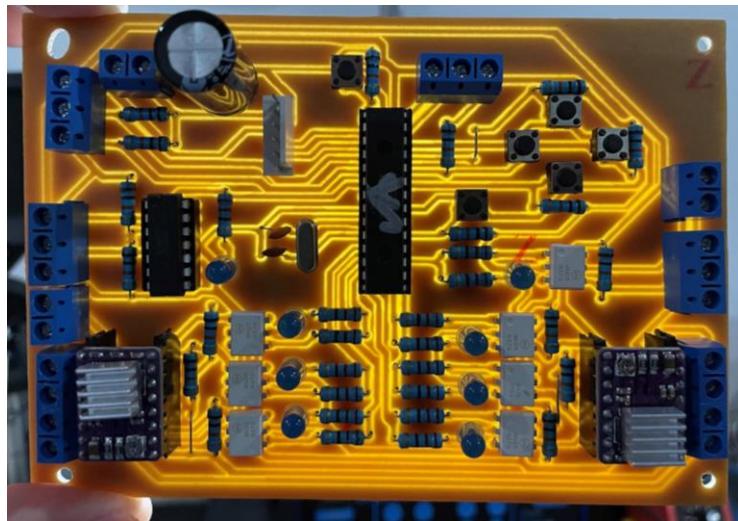
⁷⁶ VISHAY INTERTECHNOLOGY, Op. Cit.

Figura 37. Plano general de conexiones del sistema de control del módulo del brazo robot



Una vez finalizado el diseño de la tarjeta se procede a exportar los archivos Gerber (archivos de fabricación)^{77 78}, los cuales son procesados para obtener los archivos Gcode necesarios para fabricar la tarjeta. El resultado del proceso de fabricación se muestra en la Figura 38.

Figura 38. Tarjeta de circuito impreso del módulo del brazo robot



3.8 DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL CENTRAL HID

Con las tarjetas de control del sistema listas, se procede a realizar el diseño del sistema central. Este dispositivo es el encargado de trabajar como periférico de comunicación entre todo el sistema y el usuario. A su vez este envía las órdenes de operación a cada tarjeta esclava de propósito específico.

Como se mencionó previamente en la Sección 3.6, el protocolo que se implementa en este sistema es el I2C. Mediante este protocolo la central envía instrucciones a cada tarjeta esclava para iniciar la ejecución de los procesos y mientras estos procesos se llevan a cabo la central está periódicamente enviando una solicitud a la tarjeta esclava para que ésta le informe si el proceso está en ejecución, si ya finalizó o si se presentó algún tipo de error.

Este circuito es el encargado de dar orden a la ejecución de los procesos internos que se deben llevar a cabo para que la planta completa pueda manipular y procesar las muestras sanguíneas. En consecuencia, la central habilitará mediante el bus de comunicación solo una de las tarjetas esclavas para ejecutarse, mientras las demás entran en modo seguro para esperar su turno de ejecución. Haciendo uso de este protocolo de turnos se lleva a

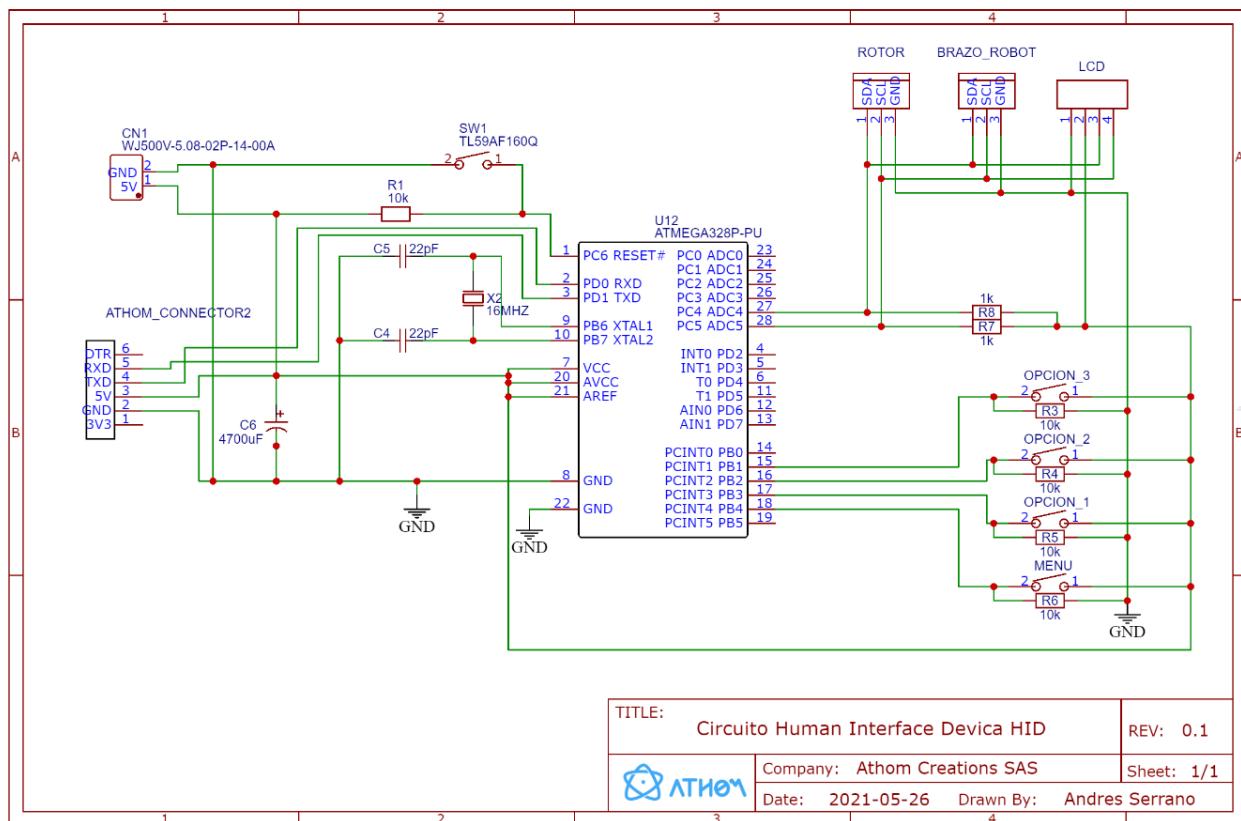
⁷⁷ TAVERNIER, Op. Cit.

⁷⁸ ALTIUM DESIGNER, Op. Cit.

cabo la calibración, ejecución y finalización de todos los procesos comprendidos para lograr la separación del plasma sanguíneo.

Para lograr estas comunicaciones se integran dos borneras para la comunicación I2C donde se conectan los buses de datos de la tarjeta encargada del control del módulo del brazo robot y de la tarjeta encargada del control del módulo de centrifugación. Adicionalmente se incluye una tercera bornera para la comunicación I2C la cual conecta a una pantalla LCD (Liquid Cristal Display) encargada de mostrar al usuario la interfaz para interactuar con el equipo. Este protocolo integra de forma física dos resistencias de puesta en alto R7 y R8⁷⁹ las cuales se pueden visualizar en el plano general del circuito de la Figura 39. También se incluyen 4 botones con sus respectivas resistencias de puesta en bajo que se usan como método de interacción con el menú del equipo (el menú y los códigos implementados para el funcionamiento de este equipo se explican en la Sección 4.3).

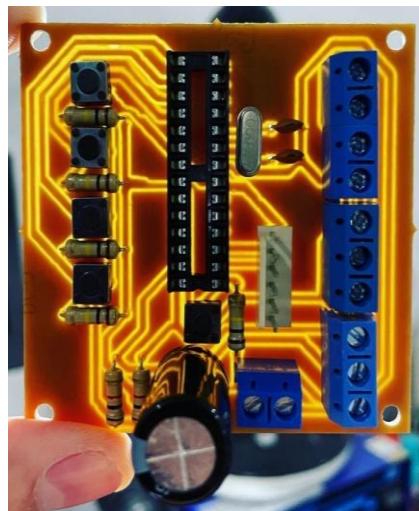
Figura. 39 Plano general del módulo central HID



⁷⁹ ASTARLOA CUÉLLAR & ZULOAGA IZAGUIRRE, Op. Cit. p.253

Una vez finalizado el diseño de la tarjeta se procede a exportar los archivos Gerber (archivos de fabricación)⁸⁰ ⁸¹, los cuales son procesados para obtener los archivos Gcode necesarios para fabricar la tarjeta. El resultado del proceso de fabricación en la Figura 40.

Figura 40. Circuito impreso fabricado de la central HID



⁸⁰ TAVERNIER, Op. Cit.

⁸¹ ALTium DESIGNER, Op. Cit.

4. PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA

A lo largo del desarrollo de este proyecto se llevan a cabo las pruebas en protoboard de cada sistema especializado, la programación de estos y sincronización de cada sistema individual con la central HID. Para efectos prácticos, en esta sección se explica mediante diagramas de flujo cómo operan los códigos de cada sistema especializado y cómo es la migración de datos entre estos.

Los códigos del sistema general y de cada tarjeta no son presentados en este libro debido a su extensa longitud, los cuales se aproximan a las 4193 líneas de código. De ellas 682 líneas de código pertenecientes a la tarjeta de control del módulo de centrifugación, 1258 líneas de código pertenecientes a la tarjeta del módulo central HID, 2253 líneas de código pertenecientes a la tarjeta del módulo del brazo robot, y 12450 líneas de código total ejecutado para llegar a las versiones finales de cada uno de estos sistemas. En consecuencia, se realiza una explicación de cómo operan estos códigos finales en cada sistema, junto con un diagrama de ejecución para ayudar a comprender su funcionamiento.

Se explica el funcionamiento del ecosistema I2C utilizado en la migración de datos entre las tarjetas de los sistemas. El protocolo I2C permite enviar 8 bits de información, es decir un byte⁸². Se escoge cifrar el significado de este byte para poder ejecutar la comunicación lo más rápido posible y así evitar interrupciones de procesos importantes a la hora de solicitar información a las tarjetas esclavas. La interrupción prolongada de estos procesos podría terminar desencadenando errores que alteren o afecten drásticamente los procesos que se puedan estar ejecutando, llegando así incluso a representar un riesgo para la seguridad física del equipo.

Debido a esto, se hace uso del envío de un solo byte y se selecciona un cifrado al que se llamará “diccionario” para efectos de esta explicación. Este diccionario comprende valores alfanuméricos que abarcan desde la letra A hasta la letra Z y del número 0 hasta el número 9. Se presenta el significado de este diccionario en la Tabla 2.

Como se pudo apreciar previamente, en la Tabla 2 se hace uso de un solo byte para enviar las instrucciones de funcionamiento a cada módulo del sistema y para solicitar información sobre el proceso en desarrollo. Se debe considerar que, a nivel interno dentro de la programación de cada módulo especializado, se ejecutan diccionarios adicionales que permiten al sistema ejecutarse en tiempo real sin retardos. Para efectos prácticos de la explicación se hace énfasis en el diccionario del protocolo I2C, sin embargo, en los diagramas de ejecución de cada sistema se hace uso de los bytes y variables de los diccionarios internos.

⁸² ASTARLOA CUÉLLAR & ZULOAGA IZAGUIRRE, Op. Cit. p.253

4.1 PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN

La programación del módulo de centrifugación se realiza mediante lenguaje de programación C++ el cual se implementa haciendo uso del entorno de desarrollo integrado Arduino (Arduino Integrated Development Environment (IDE))^{83 84}.

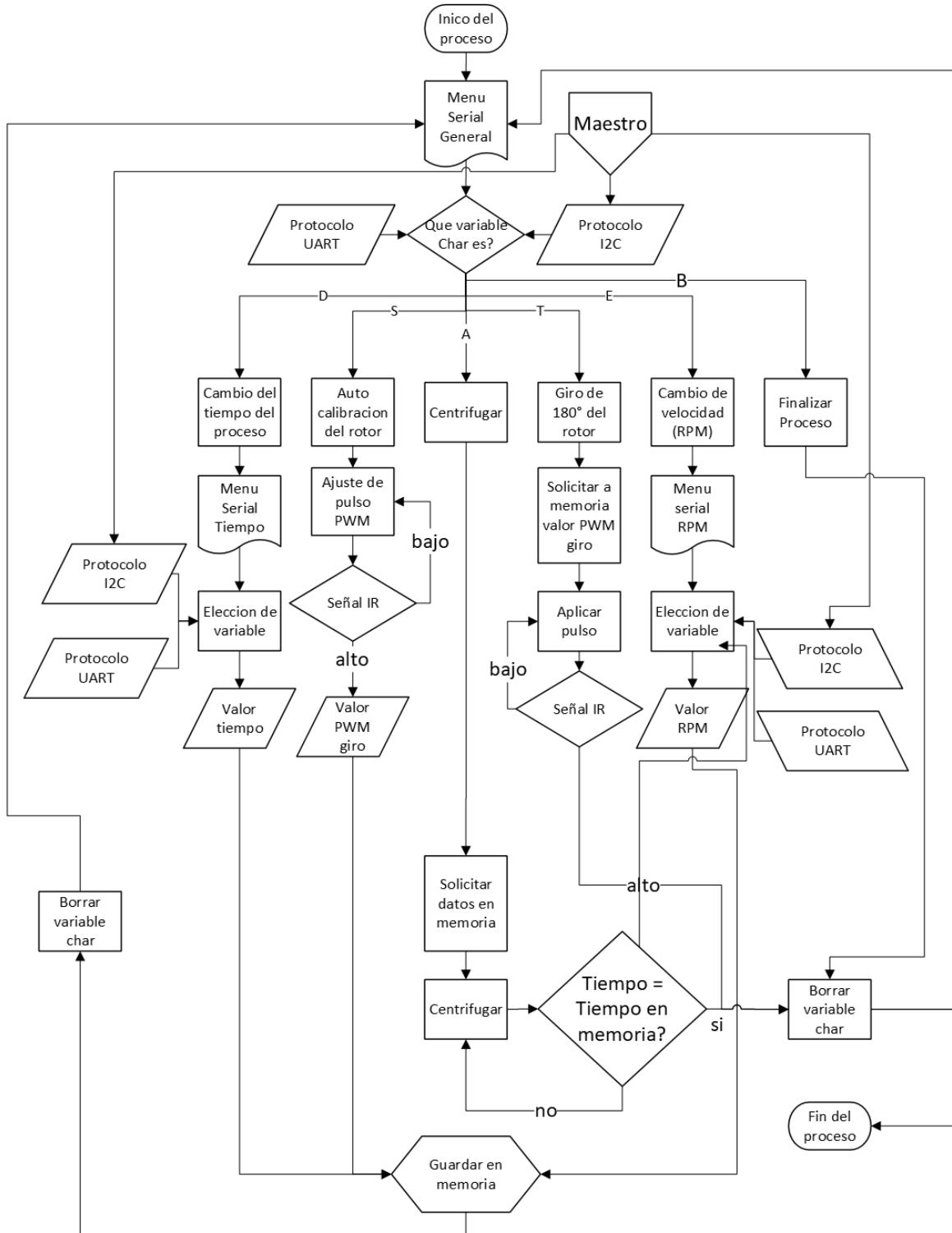
El código inicia su ejecución garantizando que las variables y sensores declarados entran en un estado lógico que permite el modo de espera al módulo de centrifugación, mientras se envía mediante monitor serial el menú de interacción y se espera la llegada de cualquier orden emitida por el monitor serial o por el protocolo I2C. Cuando se recibe una orden mediante monitor serial o mediante protocolo I2C estas se convierten en variables de tipo "Char" cifradas mediante el diccionario interno del módulo de centrifugación. En la Figura 41 se observa el diagrama de ejecución interno que sigue el sistema del módulo de centrifugación.

Una vez recibida la orden el sistema habilita las variables necesarias para realizar los procesos de centrifugación, giro de rotor o calibración del sistema. El sistema se calibra automáticamente después de cada encendido debido a que las dinámicas del motor se alteran por factores externos los cuales hacen necesaria una calibración de variables cada vez que el equipo se enciende. Este proceso es el encargado de garantizar la precisión del equipo en cada ejecución.

⁸³ Stroustrup, B. The C + + Programming Language (Cuarta ed.). Arbor, Michigan, US: Pearson Education, Inc. 2013.

⁸⁴ Arduino. Guía de Referencia de Arduino. [En línea] 2022. Recuperado el 23 de marzo de 2021, de Arduino Web Site: <https://www.arduino.cc/reference/es/>

Figura 41. Diagrama de ejecución interno del módulo centrifugación



El sistema de control implementado para la detección de RPM se basa en un sistema de control proporcional de delta variable ya que la misma dinámica de las muestras sanguíneas exige que sean aceleradas y desaceleradas de la forma más suave posible para evitar dañar el proceso de separación. Debido al poco control gradual que se puede ejercer de forma natural en el motor del rotor, se hace obligatorio utilizar el cálculo de un delta suave para las primeras revoluciones por minuto donde el rotor arranca de forma brusca y un delta más pronunciado para la aceleración una vez que se rompe la inercia inicial en donde el rotor ya empieza a responder de forma lenta.

4.2 PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO DEL BRAZO ROBOT

La programación del módulo del brazo robot se realiza en lenguaje de programación C++ el cual se implementa haciendo uso del entorno de desarrollo integrado Arduino (Arduino Integrated Development Environment (IDE))⁸⁵ ⁸⁶. En la Figura 42 se observa el diagrama de ejecución interno que sigue el sistema.

Una vez recibida la orden el sistema habilita las variables necesarias para realizar los procesos de transporte de muestras, solicitudes de giro, manipulación de muestras mediante las pinzas o calibración de la coordenada cero. El sistema calibra automáticamente la coordenada cero después de cada encendido debido a que los ejes del brazo robot pueden moverse por interferencias humanas, trasportes del sistema o factores externos, los cuales hacen necesaria una calibración de las coordenadas cada vez que el equipo se enciende. Este proceso es el encargado de garantizar la precisión en el transporte de muestras en cada ejecución.

Una vez calibrado, el sistema habilita las opciones en las cuales el brazo robot se puede desplazar hasta una coordenada específica y realizar un proceso de detección o manipulación de muestras. Para realizar el proceso de desplazamiento se hace uso de un código al cual se denominará “motor de movimiento” para efectos prácticos de la explicación. Este motor de movimiento representa las líneas de código necesarias que permiten solicitar las coordenadas del sitio a donde se desea desplazar y realiza su ejecución de forma segura teniendo en cuenta si se realiza el movimiento con o sin muestras sanguíneas. Dentro de este motor de movimiento se pueden realizar procesos como la verificación de si la muestra fue manipulada y transportada con éxito o la detección de disponibilidad en cada una de las plazas.

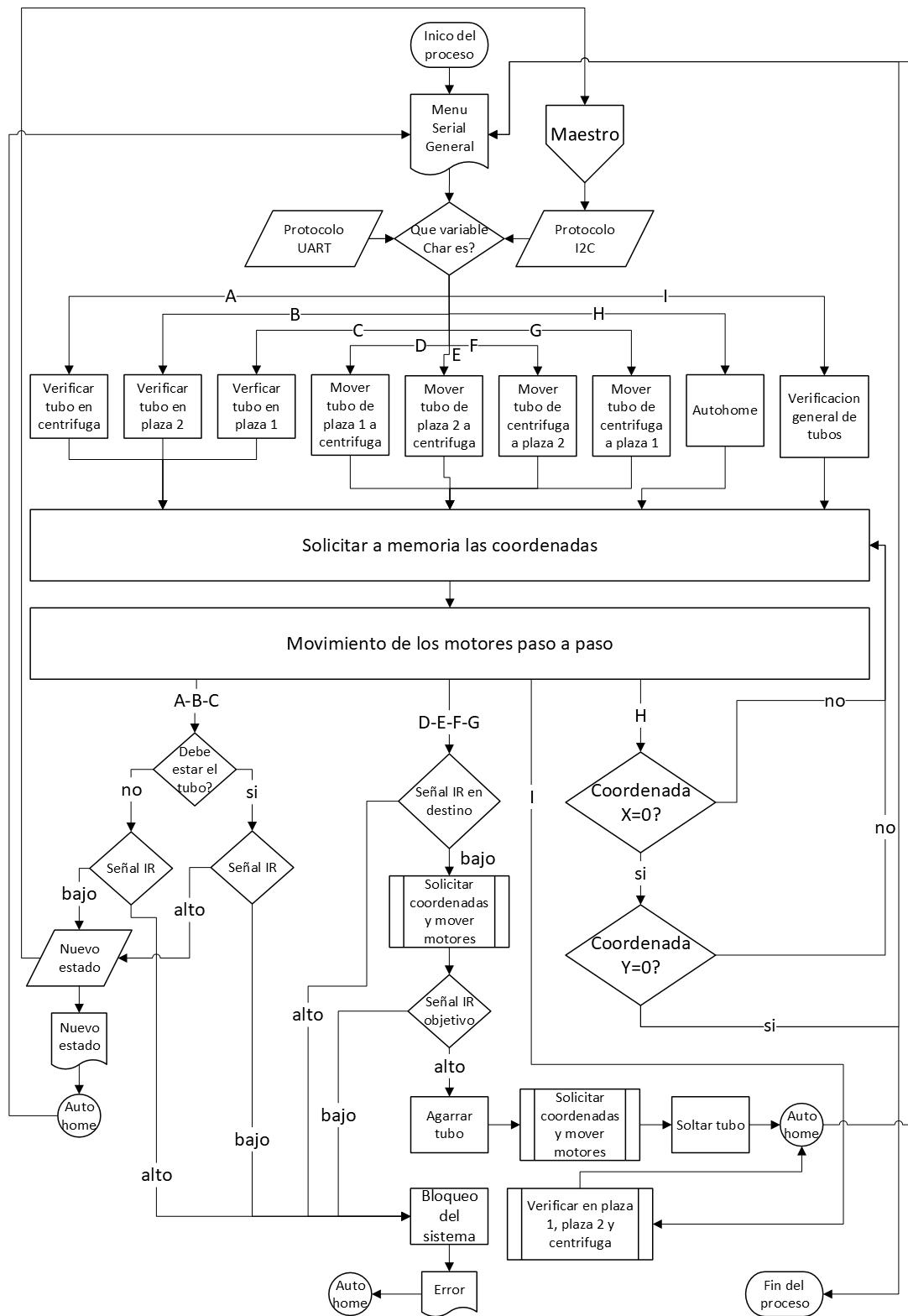
En caso de presentarse algún error durante el traslado de muestras, el robot activará una bandera de alerta notificando a la central HID que ha ocurrido un error, regresa a la coordenada cero y entra en modo bloqueo hasta que se revise el sistema de forma manual.

⁸⁵ STROUSTRUP, Op. Cit.

⁸⁶ ARDUINO, Op. Cit.

El sistema de control de coordenadas o motor de movimiento como se llamó previamente corresponde a un sistema de control de tipo ON-OFF que se basa en el cálculo de pasos que deben dar los motores para llegar a la coordenada especificada. Una vez recibe las coordenadas, las ejecuta en un orden específico que permite garantizar la seguridad del equipo y las muestras durante el movimiento a medida que este llega a las coordenadas ejecuta acciones como manipulación y detección de muestras. En caso de detectarse un error o pérdida de la muestra este sistema automáticamente obliga a regresar a la coordenada cero con el fin de preservar la seguridad del equipo en caso de falla.

Figura 42. Diagrama de ejecución interno del módulo brazo robot



4.3 PROGRAMACIÓN DEL MÓDULO CENTRAL HID

El código de la central HID es el código encargado de sincronizar los dos sistemas del brazo robot y centrifugación, por ende, es de vital importancia que este código esté en la capacidad de detectar que los periféricos estén en línea y de gestionar las órdenes emitidas para no crear conflictos durante la ejecución de cada proceso.

Al iniciar la ejecución del código se cargan las variables y direcciones del sistema general, luego espera las instrucciones que el usuario digite para iniciar la corroboración de sistemas y envío de órdenes. El usuario visualiza primero una bienvenida al sistema mediante la pantalla LCD, luego se despliega un menú que permite al usuario seleccionar entre tres opciones descritas a continuación.

La primera opción es iniciar un proceso automático de separado de muestras de tejido sanguíneo, en el cual ya están preestablecidos los parámetros de tiempo y revoluciones por minuto para iniciar el proceso. Este modo automático está programado para iniciar el proceso de centrifugación a 1500 revoluciones por minuto durante 20 minutos. Al finalizar este proceso se puede apreciar en la muestra sanguínea cómo empiezan a decantarse las plaquetas y el suero sanguíneo se transforma en plasma sanguíneo. Se nombra como el modo automático ya que permite al usuario apreciar una parte esencial del proceso de centrifugado.

La segunda opción es iniciar un proceso manual mediante el cual el usuario selecciona la velocidad objetivo en RPM y el tiempo de duración del proceso en minutos. Dentro de las opciones disponibles se puede seleccionar entre 1000, 1500 y 1850 RPM, junto con la opción de seleccionar entre 5, 20 y 40 minutos. Esto le permite al usuario realizar procesos específicos para obtener determinados componentes o realizar pruebas adicionando reactivos. Dentro de las posibilidades a elegir se destacan el realizar la separación del suero sanguíneo o la separación del plasma sanguíneo. Una vez digitados estos parámetros la central procede a realizar la detección de los sistemas independientes. Para este caso la central pregunta a cada sistema si se encuentra en línea y en caso de no obtener respuesta, muestra un error y bloquea el sistema mediante una bandera de alerta; en caso de recibir respuesta e identificar al módulo, se empieza con el envío de instrucciones. Primero realiza las calibraciones correspondientes al brazo robot, luego al rotor de la centrífuga y empieza el proceso de detección de muestras, manipulación de muestras, centrifugación, y manipulación de las muestras procesadas.

La tercera opción para elegir en el menú corresponde a los agradecimientos de los estudiantes, planteado en el código principal del sistema en agradecimiento a las personas y empresas que gracias a su labor y apoyo permitieron la realización de este proyecto de grado.

En cualquiera de las dos primeras opciones (las opciones que involucran procesos físicos) siempre se hace una detección y calibración previa de los periféricos con el fin de mantener a lo largo de todo el proceso la precisión de los sistemas generales. Adicional

a esto es posible observar en las opciones numéricas del diccionario presentado en la Tabla 2 que existen las opciones para detectar si el proceso está en curso, si este finalizó de forma correcta, si hubo un error o si el brazo robot detecta que se produjo un error en la rotación de 180 grados del módulo de centrifugación y por ende solicita a la central realizar nuevamente una rotación de 180 grados del módulo de centrifugación. A continuación, en la Figura 43 se observa el diagrama de ejecución interno que sigue el sistema central HID.

Los cuadros de subproceso presentados en la Figura 43 llamados Corroboration del brazo robot y corroboración de centrífuga, corresponden a diagramas de corroboración presentados en la Figura 44 y la Figura 45.

Figura 43. Diagrama de ejecución interno del módulo central HID

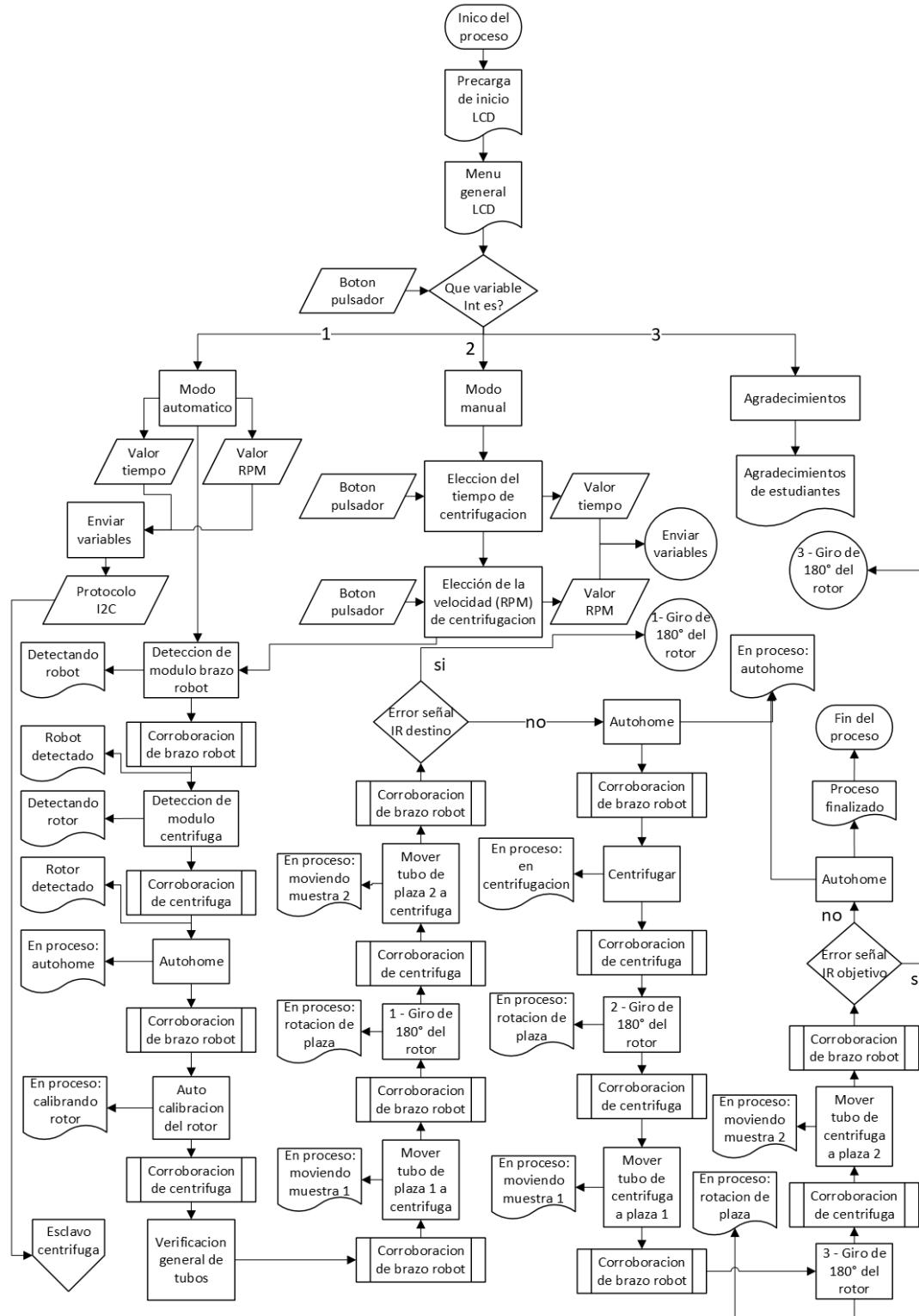


Figura 44. Subproceso de corroboración del módulo de centrifugación

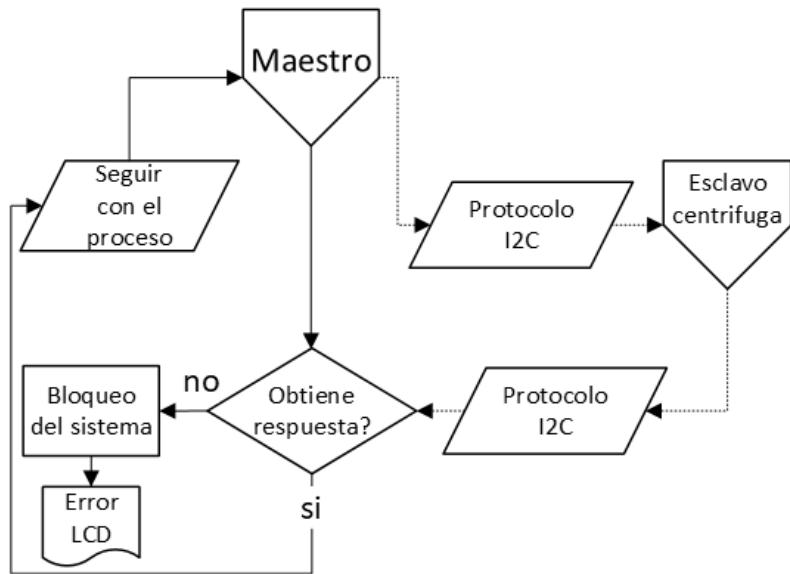
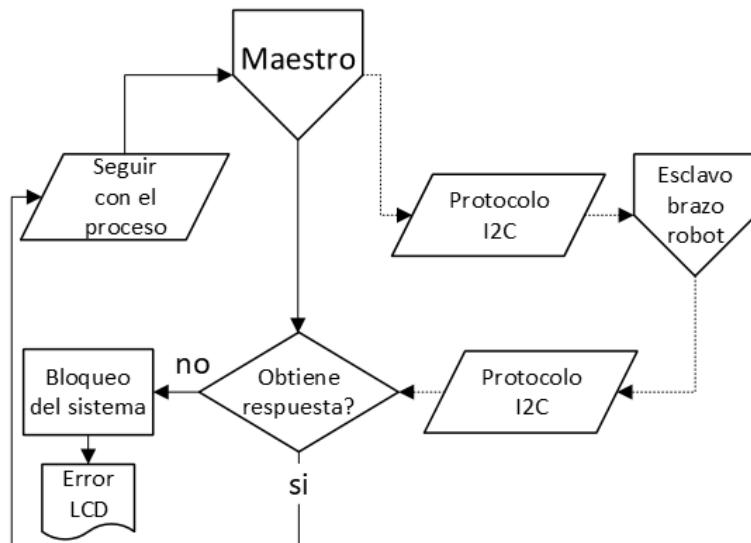


Figura 45. Subproceso de corroboración del módulo brazo robot



5. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el capítulo previo se presenta la metodología implementada para el desarrollo del presente proyecto de grado. Dicha metodología culmina en la construcción de un equipo capaz de procesar y manipular las muestras sanguíneas de forma automatizada presentado en la Figura 46. En el presente capítulo se presentan los resultados obtenidos y su respectivo análisis, el cual abarca desde el resultado obtenido en el procesamiento de las muestras sanguíneas hasta las gráficas de velocidad angular características de la centrífuga y las pruebas que certifican la resistencia estructural del equipo.

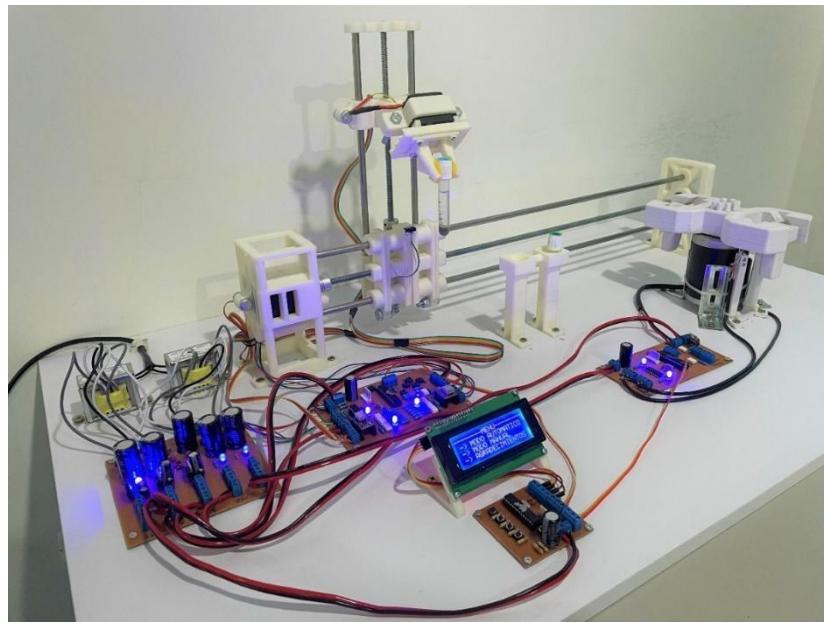
5.1 EQUIPO FINAL LEO'S

El equipo final obtenido del presente proyecto de grado es llamado LEO's y se presenta en la Figura 46. Dicho equipo es el resultado de una labor investigativa que inicia en el año 2015 en la asignatura de Control Analógico orientada por el ingeniero Faiber Robayo Betancourt, en colaboración con la Facultad de Salud de la Universidad Surcolombiana, en donde el Doctor Henry Ostos Alfonso y el candidato a Doctor Frank Barreiro Sánchez muy amablemente ofrecen el apoyo del laboratorio de inmunogenética a lo largo de los años de esta labor investigativa. Posteriormente la empresa Athom Creations S.A.S., en busca de aportar al desarrollo profesional de los estudiantes acoge el proyecto de investigación y pone a disposición sus instalaciones y los recursos financieros para llevar a cabo el desarrollo final del equipo LEO'S.

Durante las pruebas finales se evidencia que dicho equipo es capaz de realizar satisfactoriamente el procesamiento completo de las muestras de tejido sanguíneo. En el procesamiento el equipo realiza perfectamente la labor de detección de los espacios y plazas donde se transportan las muestras, es capaz de detectar los tubos y agarrarlos para su transporte, realiza satisfactoriamente el proceso de movimiento y manipulación en las diferentes plazas. Además, el rotor es capaz de calibrarse según la dinámica variable que se presente durante el encendido y permite realizar perfectamente las labores de centrifugación y de posicionamiento en las zonas donde el brazo robot puede manipular libremente la muestra.

Este equipo aparte de permitir una manipulación y procesamiento de muestras físicamente satisfactorio también permite obtener muestras de tejido sanguíneo perfectamente separadas, se presume que la calidad obtenida es equiparable a la de equipos comerciales actuales en el mercado que son accionados manualmente de acuerdo a los resultados experimentales obtenidos. Las muestras manifiestan una separación perfecta de suero sanguíneo, plasma sanguíneo e incluso permite evidenciar el proceso de decantación de las plaquetas existentes en el tejido sanguíneo.

Figura 46. Equipo final LEO'S

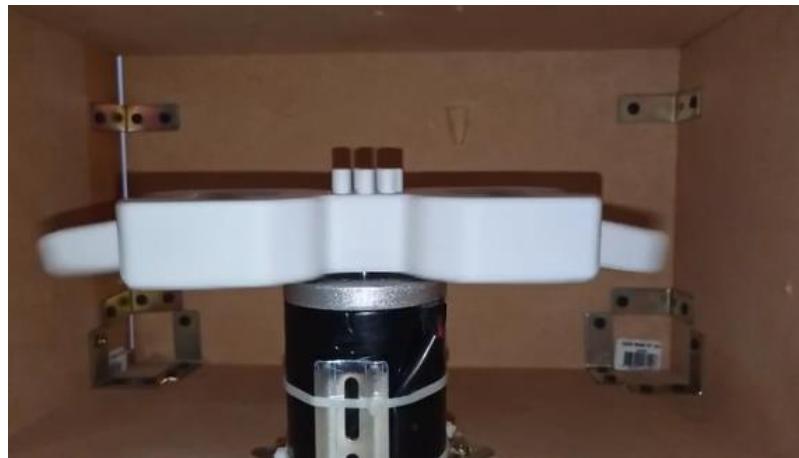


5.2 RESISTENCIA DE MATERIALES

Con el fin de corroborar la integridad estructural del rotor del módulo de centrifugación y una vez impreso el rotor junto con los soportes de tubo de muestra sanguínea, se someten a una prueba de estrés máximo, llevando el rotor a una velocidad máxima de 3000 revoluciones por minuto durante un tiempo total de 20 minutos. Esta prueba de estrés máximo se realiza en un entorno controlado, se construye un encapsulado de madera reforzada con el fin de llevar a su máximo estrés teórico (Sección 2.8) la pieza y en caso de una explosión contener las esquirlas en el interior del encapsulado. Pasados los 20 minutos de la prueba se procede a revisar el rotor y a verificar que este no haya sufrido deformaciones estructurales.

Como resultado de esta prueba se evidencia que el rotor es capaz de tolerar perfectamente las fuerzas máximas ejercidas durante un tiempo prolongado. Por seguridad del usuario y en pro de preservar la seguridad e integridad del equipo total, se diseña una fuente cuya máxima potencia le permite llegar a 2000 revoluciones por minuto y de igual manera se opta por limitar la potencia máxima a 1850 revoluciones por minuto garantizando de esta manera la integridad estructural del equipo y la seguridad del usuario. El entorno controlado y el rotor durante la prueba se muestran en la Figura 47.

Figura 47. Prueba de estrés máximo del rotor



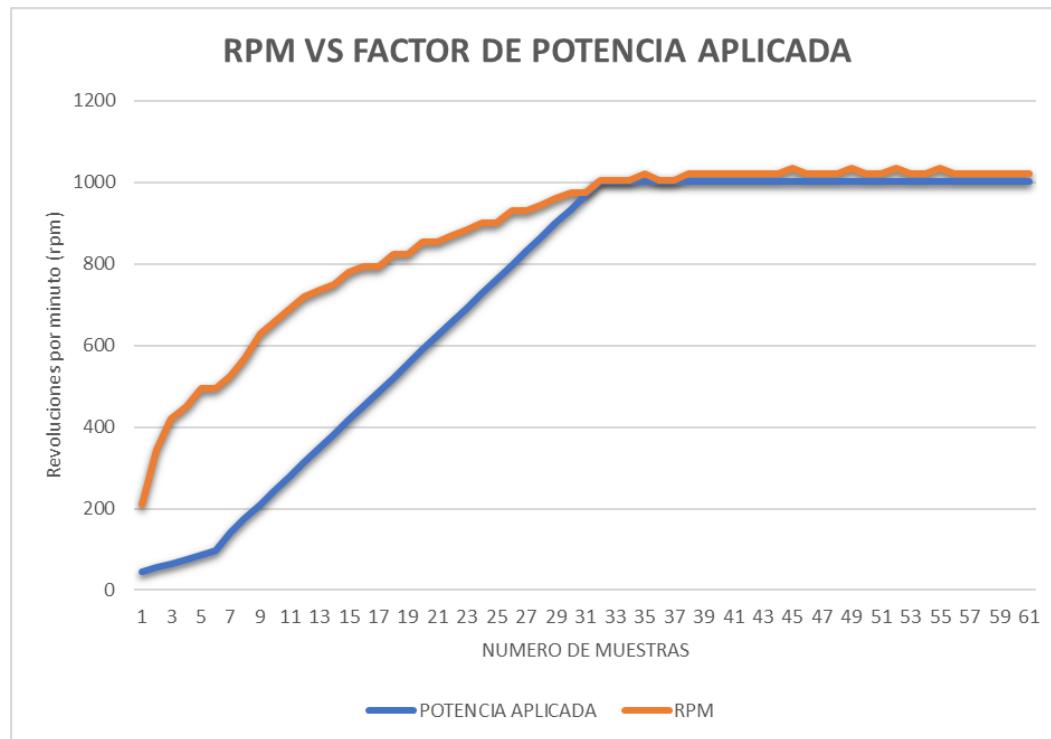
5.3 MÓDULO DE CENTRIFUGACIÓN

A continuación, se presentan tres gráficas de arranques del módulo de centrifugación cuyo objetivo es presentar la curva de velocidad angular que se consigue durante cada proceso de centrifugación a 1000, 1500 y 1850 RPM. En ellas se demuestra la acción del controlador que permite un arranque suave y controlado, como lo requiere el procesamiento de las muestras de tejido sanguíneo. para efectos de la explicación se presentan el número de muestras tomadas durante el proceso, cada muestra equivale a un intervalo de 650 milisegundos aproximadamente.

En la Figura 48 se puede observar en la línea de color azul el efecto del concepto del controlador proporcional con delta variable. Como se explicó previamente en la Sección 4.1 durante el arranque del motor se puede llegar a generar un comportamiento indeseado al momento de romper la inercia inicial, por lo tanto, se hace necesario implementar dos deltas para la aplicación de la potencia. Al arranque del motor se aplica un valor de delta pequeño con el fin de romper la inercia inicial de forma suave, una vez el motor se encuentra en rotación se aplica un mayor valor en el delta con el fin de que la velocidad angular (línea naranja en la Figura 48) llegue más rápido al punto de estabilización. Este proceso se realiza durante la toma de 61 muestras las cuales son equivalentes a 39 segundos aproximadamente.

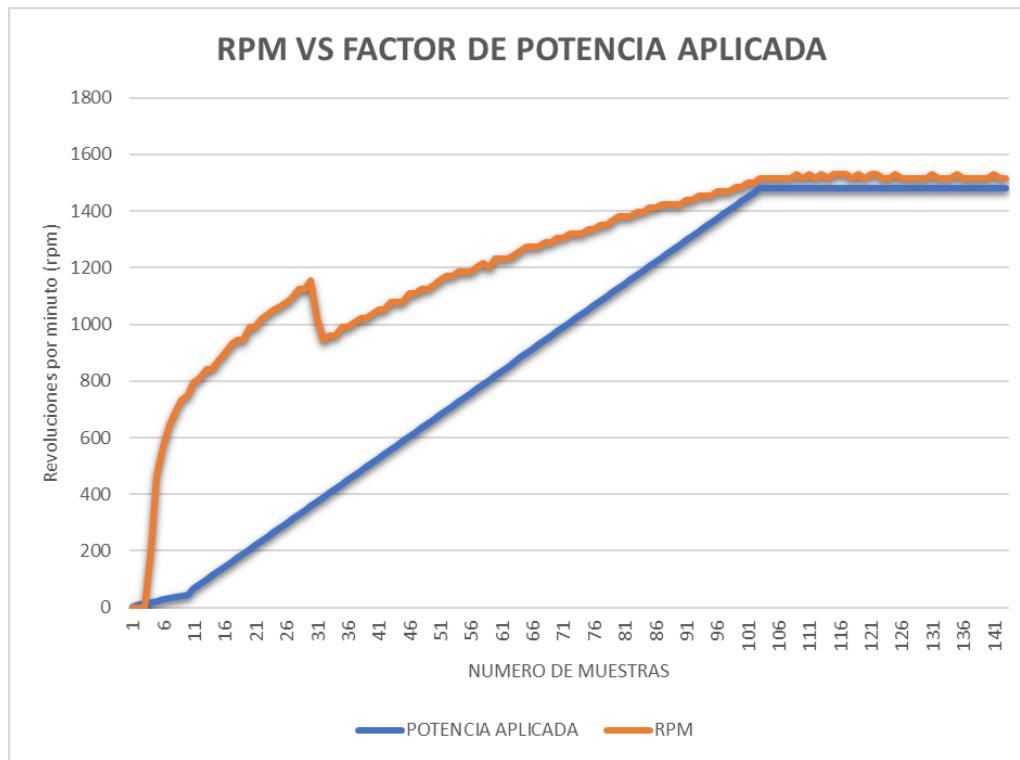
Para efectos explicativos la curva de aplicación de potencia (línea de color azul) es un valor normalizado con el objetivo de presentar al lector de forma visual la aplicación de la potencia, pues realmente este valor de aplicación de potencia está comprendido entre los valores de 0 y 255 y al visualizarlo a escala real en la gráfica no permitiría apreciar el cambio en los valores del delta.

Figura 48. Curva de velocidad angular a 1000 revoluciones por minuto "RPM"



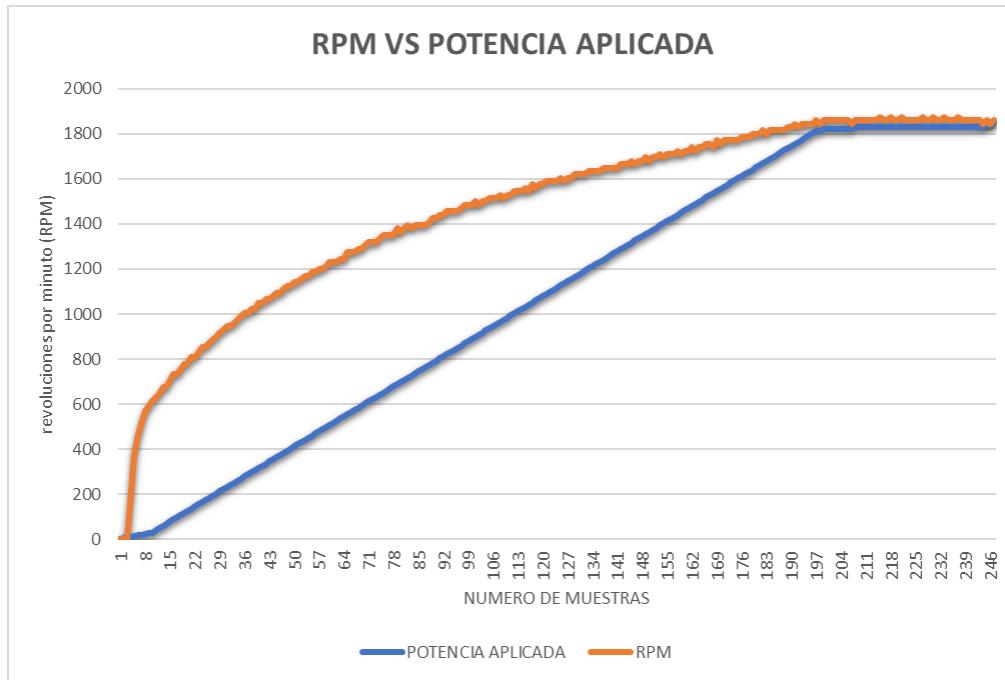
A continuación, se presenta la Figura 49 en donde se puede observar la aplicación de potencia (línea azul) para elevar la velocidad angular (línea naranja) hasta las 1500 RPM. Durante este proceso de toma de datos se presentó de forma no inducida una caída de potencia en la red eléctrica domiciliaria a la que se encontraba conectado el equipo, ocasionando una baja temporal en la velocidad angular la cual queda evidenciada en la Figura 49. Este tipo de alteraciones en la alimentación del sistema es el motivo por el cual se diseña y se implementa un sistema de fuentes aisladas para potencia y para los microcontroladores. A pesar de la pérdida de potencia se observa como la gráfica se recupera gradualmente hasta llegar a la velocidad angular objetivo. Este proceso se realiza durante la toma de 141 muestras las cuales son equivalentes a 1 minuto con 31 segundos aproximadamente.

Figura 49. Curva de velocidad angular a 1500 revoluciones por minuto "RPM"



En la Figura 50 se observa la curva de velocidad angular a 1850 RPM. En esta gráfica se aprecia que la velocidad angular aumenta gradualmente hasta llegar al valor objetivo, sin embargo, debido a la dinámica necesaria para poder trabajar con el procesamiento de muestras de tejido sanguíneo el incremento de la velocidad de estas debe de ser lo más suave posible, aumentando el tiempo de estabilización del equipo. Este proceso se realiza durante la toma de 246 muestras las cuales son equivalentes a 2 minutos con 40 segundos aproximadamente.

Figura 50. Curva de velocidad angular a 1850 Revoluciones por Minuto "RPM"



5.4 MÓDULO DEL BRAZO ROBOT

Una vez implementado el módulo del brazo robot se observa que puede manipular de forma eficaz y altamente precisa cada una de las muestras en cualquiera de las tres ubicaciones disponibles. Esto permite trabajar con un alto grado de confianza en la realización del procesamiento de muestras de tejido sanguíneo. Se puede observar durante el desarrollo de las pruebas que gracias a la ejecución en tiempo real del código y a la maximización en la transmisión de datos (uso de los diccionarios de cifrado) los motores paso a paso no pierden en ningún momento el conteo de coordenadas o paso en su ejecución. Lo anterior es de vital importancia debido al elevado número de variables que se ejecutan durante el proceso y al elevado número de peticiones y solicitudes que recibe el módulo de brazo robot de parte de la central HID.

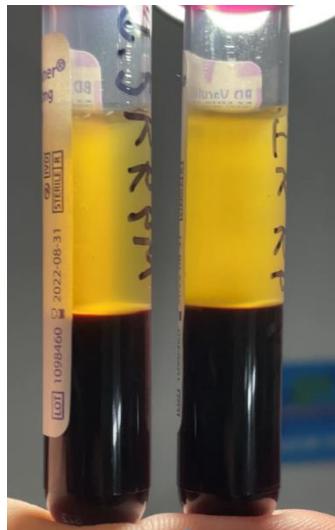
5.5 ANÁLISIS Y RESULTADOS DE LAS MUESTRAS PROCESADAS

Uno de los principales objetivos de este proyecto de grado es la obtención de plasma y suero de muestras de tejido sanguíneo. En la Figura 51 se presentan dos tubos luego del procesamiento automático en el equipo. Estas presentan una clara decantación entre los componentes del tejido sanguíneo (suero, plaquetas y demás componentes del tejido⁸⁷), adicionalmente se observa que las muestras fueron perfectamente decantadas en un ángulo de 90° lo que permite facilitar la labor de extracción del suero sanguíneo y evitar nuevas mezclas entre los componentes separados y el suero.

⁸⁷ THOMAS, Op. Cit.

Es importante resaltar que las muestras obtenidas como resultado de este proceso automatizado mediante el equipo LEO'S son probablemente equiparables a las muestras sanguíneas obtenidas de equipos comerciales debido a que se observa una perfecta separación de los componentes del tejido sanguíneo procesado, esto ratifica la realización a cabalidad de uno de los principales objetivos.

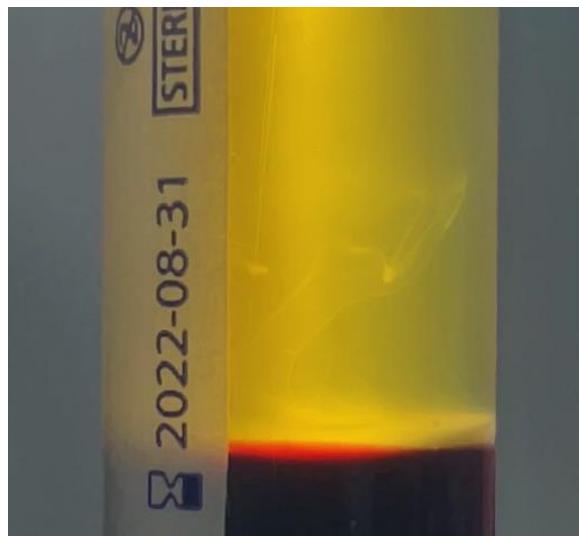
Figura 51. Obtención de suero sanguíneo en muestras procesadas



El principal proceso que marca la diferencia entre la obtención de suero y plasma sanguíneo es la separación de las plaquetas. Cuando se evidencia una fase de plaquetas al finalizar el proceso, se obtiene plasma sanguíneo, cuando no, se obtiene entonces suero sanguíneo. En la Figura 52 se presenta una figura ampliada de una muestra de tejido sanguíneo en medio del proceso de obtención de plasma sanguíneo.

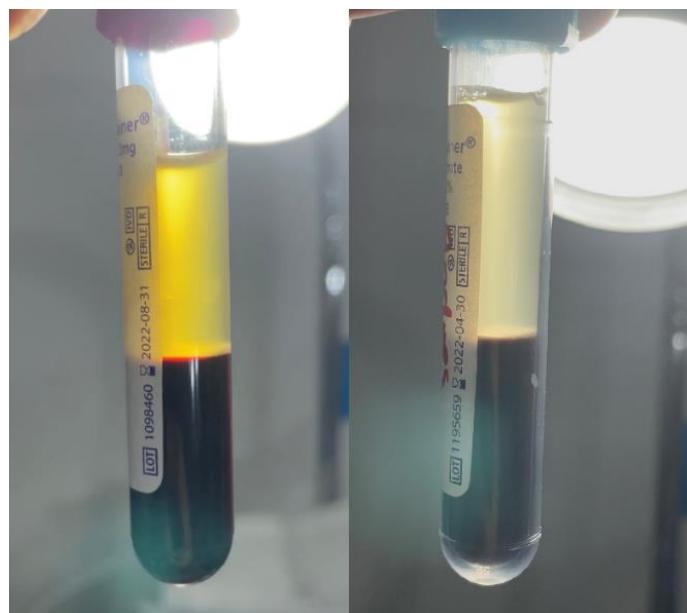
Gracias al diseño de eje libre del rotor se puede apreciar la formación de grupos de plaquetas, las cuales empiezan a ir hacia el fondo de la muestra generando un aglomerado de color blanco. Esta característica de eje libre sumada al control gradual de velocidad angular son la principal razón que permite a estas muestras ser procesadas de manera óptima.

Figura 52. Muestra en proceso de separación de plaquetas



En la Figura 53 se puede apreciar la diferencia entre la obtención de suero (muestra del lado izquierdo) y plasma sanguíneo (muestra del lado derecho) demostrando de esta manera la capacidad que el equipo posee para obtener dos tipos diferentes de muestras y aún así poder visualizar el paso intermedio en el cual se empiezan a separar las plaquetas del tejido.

Figura 53. Comparación entre suero y plasma sanguíneo



6. CONCLUSIONES

En el presente proyecto de grado muestra el proceso mediante el cual se realiza la investigación, desarrollo, fabricación y pruebas de un equipo cuyo fin es demostrar la viabilidad de fabricar a futuro un equipo comercial que permite automatizar el procesamiento de las muestras sanguíneas para seroteca. Para ello se hace uso de tecnologías como la impresión en 3D y componentes de fácil adquisición en territorio regional. Adicionalmente muestra el estudio y pruebas realizadas en muestras sanguíneas reales donadas por los estudiantes y por parte del personal de la empresa Athom Creations S.A.S. las conclusiones obtenidas del presente estudio son consideradas a continuación.

- Se evidencia que es posible desarrollar un equipo con todas las características necesarias para llevar a cabo un proceso complejo de automatización haciendo uso de tecnologías para el prototipado y de materiales comunes en el territorio regional. Este proyecto de grado logra a cabalidad el cumplimiento de los objetivos previamente planteados en el anteproyecto al lograr construir un equipo que automatice de principio a fin el proceso que hoy en día se lleva a cabo de forma manual para separar muestras de tejido sanguíneo para almacenamiento en seroteca.
- Es posible crear sistemas de la categoría Liquid Handling haciendo uso de los conocimientos en ingeniería electrónica y de conceptos relativos a la resistencia de materiales, los cuales permiten diseñar y fabricar sistemas que poseen un alto grado de precisión y efectividad en el transporte y manipulación de tejidos sanguíneos. Además, pueden ser aplicados a proceso diferentes que hagan uso de reactivos u otros líquidos.
- Aplicando conceptos de ingeniería de control y realizando un respectivo análisis a las dinámicas de los sistemas, es viable crear sistemas complejos que hacen usos de sus mismas características físicas para lograr procesos adicionales como se observa durante el desarrollo del módulo de centrifugación. En dicho proceso se evidencia la posibilidad que tiene el sistema de controlar la velocidad, pero considerando recurrir a las dinámicas físicas mínimas que posee el motor para garantizar un movimiento preciso.
- En sistemas complejos en donde se hace uso de electrónica de potencia junto con microcontroladores se evidencia la necesidad de mantener aislados los sistemas de alimentación, debido a la gran cantidad de ruidos y campos electromagnéticos que se pueden generar de forma interna o ingresar de forma externa comprometiendo la eficiencia de los procesos.
- El equipo desarrollado permite por medio del proceso manual o automático de centrifugación decantar toda mezcla divisible en el rango de 1000 a 1850 RPM. En

adición el equipo permite separar de forma satisfactoria y profesional componentes como el suero y plasma sanguíneo.

- Con el debido incentivo del sector privado es posible llevar este desarrollo a un equipo comercial, abriendo la posibilidad en la región Surcolombiana al desarrollo de nuevas tecnologías que apoyan la industrialización y las tecnologías 4.0 emergentes en el país.
- Gracias a la tecnología de impresión 3D hoy en día es posible para los ingenieros y estudiantes llevar a cabo ejecuciones de ideas, prototipos o estudios de viabilidad de una forma ágil y práctica lo que permite desarrollar nuevos dispositivos.

BIBLIOGRAFÍA

ALCALDE SAN MIGUEL, P. Motores de corriente continua. Electrotecnia Cuarta ed. Madrid, España: Thomson Editores Spain. 2004. págs. 235-244

ALLEGRO MICROSYSTEMS. A4988 DMOS Microstepping Driver with Translator And Overcurrent Protection . Microstepping Driver with Translator And Overcurrent Protection , 5, Worcester, 2014. 20.

ALTA DIRECCIÓN DEL INSTITUTO NACIONAL DE PERÚ. 2000.

ALTIUM DESIGNER. How to Generate Gerber Files in Altium Designer Step-by-Step. [En línea]. 2021. Recuperado el 13 de octubre de 2021, de Altium Web Site: <https://resources.altium.com/p/generate-gerber-files-altium-designer-step-step-schematic-pcb>

ALVAREZ C., K. L., LAGOS C., R. F., & AIZPUN, M. Influencia del porcentaje de relleno en la resistencia mecánica en impresión 3D. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, Departamento de Ingeniería. Quilpué: Ingeniare. 2016.

Arduino. Guía de Referencia de Arduino. [En línea] 2022. Recuperado el 23 de marzo de 2021, de Arduino Web Site: <https://www.arduino.cc/reference/es/>

ASTARLOA CUÉLLAR, A., & ZULOAGA IZAGUIRRE, A. Buses serie orientados a la comunicación entre dispositivos (I2C). Sistemas de Procesamiento Digital (Segunda ed.,). Madrid, España: Delta Publicaciones. 2008. págs. 252-256.

ASTM INTERNATIONAL. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. Danvers: Publicaciones ASTM International. 2014.

ATMEL. ATmega328p Datasheet. 8-bit AVR Microcontroller with 32K Bytes In-System Datasheet, San Jose, California, USA. 2015. 294.

AUTODESK INC. Software de diseño CAD diseño asistido por computadora. [En línea] 2021. Recuperado el 2 de febrero de 2021, de Autodesk Web Site: <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/cad-software>

BALTER, M. L., LEIPHEIMER, J. M., CHEN, A. I., SHRIRAO, A., MAGUIRE, T. J., & YARMUSH, M. L. Automated end-to-end blood testing at the point-of-care: Integration of robotic phlebotomy with downstream sample processing. Journal Technology of Rutgers University, 2018. 59-66.

BANC DE SANG I TEIXITS. Hemovigilancia. [En línea] 2019. Obtenido de https://www.bancsang.net/receptors/banc-sang/es_hemovigilancia/

BARZ, T., SOMMER, A., WILMS, T., NEUBAUER, P., & CRUZ BOURNAZOU, M. N. Adaptive optimal operation of a parallel robotic liquid handling station. IFAC PapersOnLine, 2018. 765-770.

BAZIL RAJ, A. A. Proximity Sensor. En A. A. Bazil Raj, FPGA-Based Embedded System Developer's Guide (Primera ed.). Boca Raton, Florida, US: CRC Press. 2018. págs. 242-244

BEHNKE, S., & SCHREIBER, M. Digital Position Control for Analog Servos. Paper de conferencia, Universidad de Freiburg, Instituto de ciencias de computador, Genoa. 2006.

Cervera Ruiz, M., & Blanco Diaz, E. Resistencia de Materiales (Primera ed.). Barcelona, Cataluña, España: CIMNE. 2015.

Contaval. ¿Qué tipos de sensores fotoeléctricos existen? [En línea] 2016. Recuperado el 25 de junio de 2021, de Contaval Sitio Web: <https://www.contaval.es/que-tipos-de-sensores-fotoelectricos-existen/>

EL CRISOL S.A. DE C.V. Componentes de las centrífugas para laboratorio. [En línea] 2017. Recuperado el 10 de marzo de 2021, de EL CRISOL: <https://elcrisol.com.mx/blog/post/componentes-las-centrifugas-para-laboratorio>

EL CRISOL S.A. DE C.V. Te presentamos los diferentes tipos de centrífugas para laboratorio. [En línea] 2017. Recuperado el 3 de febrero de 2021, de EL CRISOL Web Site: <https://elcrisol.com.mx/blog/post/te-presentamos-los-diferentes-tipos-de-centrifugas-para-laboratorio>

EPC ENCODER PRODUCTS COMPANY. ¿Qué es un Encoder? [En línea] 2021. Recuperado el 15 de junio de 2021, de EPC Encoder Products Company Sitio Web: <https://www.encoder.com/article-que-es-un-encoder>

FERNÁNDEZ, J. L. Fuerza Centrífuga. (FISICALAB) [En línea] 2021. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de FISICALAB: <https://www.fisicalab.com/apartado/fuerza-centrifuga>

FERNÁNDEZ, J. L. Fuerza Centrípeta. [En línea] 2021. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de FISICALAB: <https://www.fisicalab.com/apartado/fuerza-centripeta>

FORD, E. Make: Getting Started with CNC (Primera ed.). San Francisco, California, US: Maker Media inc. 2016.

FREIFELDER, D. Técnicas de bioquímica y biología molecular. En D. Freifelder, Técnicas de bioquímica y biología molecular. Madrid, Madrid, España: Reverte. 1981. pág. 648

GERE, J. M., TIMOSHENKO, S., & BUGEDA, G. Tracción, compresión y cortante. Timoshenko Resistencia de Materiales (Quinta ed.). Madrid, España: S.A. EDICIONES PARANINFO. 2002. págs. 1-44

HEATH, S. What is an embedded. En S. Heath, Embedded Systems Design (Segunda ed.). Oxford, Inglaterra: Newnes. 2003. págs. 1-14

HERRERA HERNÁNDEZ, A., ORJUELA FALLA, G. A., BERMÚDEZ FORERO, M. I., GARCÍA BLANCO, S. M., BERRÍO PÉREZ, O. M., HILARIÓN GAITÁN, L., . . . BELTRÁN DURÁN, M. Lineamientos para el almacenamiento de la seroteca en bancos de sangre y servicios de transfusión. 2015.

HIPPOLYTE, P. Técnicas de modelado 3d en sketchup, para el manejo de modelos urbanos complejos dentro de Google Earth. Universidad Central de Venezuela, Facultad de Arquitectura y Urbanismo, Caracas. 2011.

HTZ LIMITED. Blood Fractionation System. [En línea] 2018. Recuperado el 13 de septiembre de 2019, de LABORATORY AUTOMATION SPECIALISTS: http://www.htz.biz/beeline_blood_fractionator.htm

INCHANGE SEMICONDUCTOR COMPANY. (s.f.). isc N-Channel MOSFET Transistor IRFZ44N Datasheet. Datasheet, 2. Wuxi, China.

JARAMILLO MORALES, G. A., & ALVARADO CASTELLANOS, A. A. Circuito RC con señal de voltaje continuo. En G. A. Jaramillo Morales, & A. A. Alvarado Castellanos, Electricidad y Magnetismo. México D.F. México: Editorial Trillas. 1997. págs. 218-228

KASATKIN, A. S. Estructura de máquinas de corriente continua. En A. S. Kasatkin, fundamentos de electrotecnia. Moscú: Editorial Mir Moscú. 1989. págs. 250-254.

KENNETH J., M., & CRAIG, S. Estados Unidos Patente nº US 7422,554 B2.[En línea] 2008. Recuperado el 18 de enero de 2021, de <https://patents.google.com/patent/US7422554B2/en?oq=US+7422%2c554+B2>

KEYNES, M. Rack & Pinion Robotic Gripper Jaw. Makerbot Thingiverse. [En línea] 2017. Recuperado el 25 de marzo de 2021, de <https://www.thingiverse.com/thing:2661755>

KLAEGER, U., SCHMUCKER, U., & GALAZKY, V. DEVELOPMENT OF A NOVEL TECHNOLOGY FOR RAPIDLY ROTATING SYSTEM FOR MEDICAL TECHNOLOGY. Management and Production Engineering Review, 4(4), 7. doi:10.2478/mper-2013-0036. 2013

KOREA ELECTRONIC HOLDINGS. KIA378R25PI-KIA378R37PI Bipolar Linear Integrated Circuit Datasheet. Datasheet. Seúl, Corea del Sur. [En línea] 2001. Recuperado el 15 de mayo de 2021, de <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/69353/KEC/KIA378R33PI.html>

LABORATORIOS ALBÉITAR. Toma de muestras. [En línea] 2011. Recuperado el 12 de febrero de 2020, de Laboratorios Albéitar Web Site: <http://www.albeitar.com/content.php%3Fsection%3D3%26element%3D14>

LLAMAS, L. Tipos de motores rotativos para proyectos de Arduino. [En línea] 2016. Recuperado el 2 de febrero de 2022, de Luis Llamas: <https://www.luisllamas.es/tipos-motores-rotativos-proyectos-arduino/>

MABROUK, M. S., & EZZ, M. A. Hslc Fudge: High speed and low cost laboratory centrifuge for genomic DNA purification. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 12(5), 12. 2012.

MARTÍNEZ, J. A. Microcontroladores PIC Diseño práctico de aplicaciones Primera parte El PIC16F84 Lenguajes PBASIC y Ensamblador. Aravaca - Madrid: Concepción Fernández Madrid. 2003.

MINISTERIO DE SALUD DE COLOMBIA. Diario Oficial No. 40.989, del 12 de agosto de 1993. DECRETO 1571 DE 1993. Bogotá DC, Colombia. 1993

MINISTERIO DE SANIDAD Y CONSUMO. Boletín Oficial del Estado. [En línea] 2017. Recuperado el 11 de septiembre de 2021, de Legislación Consolidada normas de calidad y seguridad para la donación: <https://www.boe.es/buscar/act.php?id=BOE-A-2006-19625&tn=1&p=20170701>

MOLINA, V. Reactlab. [En línea] 2020. Recuperado el 16 de septiembre de 2021, de Cómo elegir el tubo de recolección de sangre correcto: <https://reactlab.com.ec/cientifico/como-elegir-el-tubo-de-recolección-de-sangre-correcto/#tapa-roja>

MONCADA ALBITRES, L. Automatización y Control de Procesos (2da ed.). Universidad Nacional de Trujillo. 2005.

MORIELLO, L., BIAGIOTTI, L., MELCHIORRI, C., & PAOLI, A. Control of Liquid Handling Robotic Systems:. 2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 6. 2017.

MYKLEBUST, G. (s.f.). The AVR Microcontroller and C Compiler Co-Design. 2017.

NEJATIMOHARRAMI, F., FAINA, A., STOY, K., JOVANOVIC, A., ST-CYR, O., & CHIGNELL, M. UI Design for an Engineering Process: Programming Experiments on a Liquid Handling Robot. 2017 First IEEE International Conference on Robotic Computing, 2017. 196-203.

OCHOA, D., & FABIO, H. Desarrollo de un control digital para una centrífuga de análisis clínico. Tesis de pregrado, Universidad Ricardo Palma, Facultad de Ingeniería, Lima. 2007.

OGATA, K. (2010). Ingeniería de Control Moderna (5ta ed.). (M. Martin Romo, Ed., S. Dormido Canto, & R. Dormido Canto, Trads.) Madrid, España: Pearson Educación S.A.

Ogata, K. Sistema de Control en Tiempo Discreto (2da ed.). Naucalpan de Juárez, México: Patience Hall Hispanoamérica SA. 1996.

OPPENHEIM, A. V., & WILLSKY, A. Señales y Sistemas (2da ed.). Naucalpan de Juárez, México: Patience Hall Hispanoamericana SA. 1998.

ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD. Estándares de Trabajo para Servicios de Sangre (Tercera ed.). Washington D.C., Estados Unidos de América. 2012.

ORGANIZACIÓN PANAMERICANA DE LA SALUD. Estándares de Trabajo para Servicios de Sangre (Tercera ed.). Washington D.C., Washington D.C., Estados Unidos. 2012.

OUALLINE, S. Bit Fields or Packed Structures. Practical C Programming (Tercera ed.) Sebastopol: O'Reilly. 1997. págs. 216-218

PACHECO CARPIO, G. I., & COBOS MALDONADO, C. M. Análisis de tracción de probetas impresas en 3d mediante deposición de hilo fundido de Pla, Abs Y Pla/Mlo. Cuenca, Azuay, Ecuador. 2019.

PETERSON, Z. Elegir la fuente de alimentación de PCB correcta: fuentes de alimentación aisladas o no aisladas. [En línea] 2018. Recuperado el 3 de mayo de 2021, de Altium Limited Web site: <https://resources.altium.com/es/p/isolated-vs-non-isolated-power-supplies-right-choice-without-fail>

RAHEEM, Z. Método de prueba estándar para las propiedades de tracción de los plásticos. Baghdad, República de Iraq. 2019

REAL ACADEMIA ESPAÑOLA. Tacómetro. [En línea] 2022. Recuperado el 11 de enero de 2022, de Real Academia Española Web Site: <https://dle.rae.es/tacómetro>

RED HAT. El concepto de IDE. [En línea] 2019. Recuperado el 8 de febrero de 2021, de RED HAT Web site: <https://www.redhat.com/es/topics/middleware/what-is-ide>

SABOGAL LINARES, J. A., & VARGAS ORTEGA, G. A. Control Automático de Velocidad Para un Motor DC Mediante Procesamiento de Imágenes. Tesis de Especialización, Universidad Pontificia Bolivariana, Facultad de Ingeniería Electrónica, Bucaramanga. 2013.

SÁNCHEZ RESTREPO, S. (10 de octubre de). FDM o modelado por deposición fundida, te explicamos todo! [En línea] 2017. Recuperado el 8 de febrero de 2022, de 3D natives: <https://www.3dnatives.com/es/modelado-por-deposicion-fundida29072015/#>

SÁNCHEZ, A. H. Texto ilustrado e interactivo. En A. H. Sánchez, Texto ilustrado e interactivo [En línea] (Segunda ed.). Madrid, Madrid, España: Elsevier. 2012. pág. 536. Recuperado el 16 de septiembre de 2021, de <https://tienda.elsevier.es/texto-ilustrado-e-interactivo-de-biologia-molecular-e-ingenieria-genetica-9788480866477.html>

SANTAMARÍA, G., & CASTEJÓN, A. Magnetismo y electromagnetismo. En G. Santamaría, & A. Castejón, Electrotecnia (Primera ed.). Madrid, España: Editex S.A. 2009. págs. 96-107

SERWAY, R. A., & JEWETT, Jr., J. W. Rotation of a Rigid Object About a Fixed Axis. PHYSICS for Scientists and Engineers (Novena ed.). Boston, Mancomunidad de Massachusetts, USA: thomson brooks/cole. 2014. págs. 293-316

SORIA OLIVAS, E., MARTIN GUERRERO, J. D., & GÓMEZ CHOVA, L. Conceptos fundamentales. leyes de Kirchoff. Teoría de Circuitos (2 ed.). Madrid, España: Mc Graw Hill. 2004. págs. 1-29

SOTO OTALORA, a., MÉNDEZ GOYES, I. A., & LEÓN RUIZ, a. M. Automatización de una centrífuga analógica marca Clay Adams modelo Dynac utilizada en el hospital universitario Hernando Moncaleano Perdomo de Neiva. Tesis de pregrado, Universidad Surcolombiana, Facultad de Ingeniería, Neiva. 2012.

STERN, D. P. Marcos de Referencia: La Fuerza Centrífuga. [En línea] 2002. Recuperado el 7 de diciembre de 2021, de Astrónomos a Astronaves: <https://pwg.gsfc.nasa.gov/stargaze/Mframes3.htm>

STMICROELECTRONICS. TL084 Datasheet. TI084 General purpose JFET quad operational amplifier, 2, 16. [En línea] 2007. Recuperado el 12 de mayo de 2021, de <https://html.alldatasheet.es/html-pdf/242251/STMICROELECTRONICS/TL084/1942/1/TL084.html>

Stroustrup, B. The C + + Programming Language (Cuarta ed.). Arbor, Michigan, US: Pearson Education, Inc. 2013.

SURTEL ELECTRÓNICA. Qué es una PCB o placa de circuito impreso. [En línea] 2020. Recuperado el 8 de febrero de 2022, de SURTEL electrónica Web site: <https://www.surtel.es/blog/que-es-una-pcb-o-placa-de-circuito-impreso/>

TAVERNIER, K. (Julio de). The Gerber Guide. The Gerber Guide. San Francisco, California, US: The PCB Design. 2017

TEXAS INSTRUMENT. A 7800 Series Positive-Voltage Regulators Datasheet. Datasheet, 12. Dallas, Texas, US. 2003

THOMAS, L. News-Medical.Net. [En línea] 2018. Recuperado el 11 de septiembre de 2021, de Components and function of blood plasma: [https://www.news-medical.net/health/Blood-Plasma-Components-and-Function-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Blood-Plasma-Components-and-Function-(Spanish).aspx)

ULTIMAKER. Cura. [En línea] 2022. Recuperado el 3 de octubre de 2018, de Ultimaker Web Site: <https://ultimaker.com/en/products/ultimaker-cura-software>

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO. Principio de Arquímedes. (H. S. Costeira, Ed.) Vida Científica, II(3). [En línea] 2014. Recuperado el 4 de diciembre de 2021, de <https://www.uaeh.edu.mx/scige/boletin/prepa4/n3/m4.html>

VIRTUAL EXPO GROUP. Automatic sample preparation system FlexSTAR+. [En línea] 2020. Recuperado el 13 de septiembre de 2019, de Medical Expo: <https://www.medicalexpo.com/prod/autogen-inc/product-75640-743489.html>

VISHAY INTERTECHNOLOGY. 4N25, 4N26, 4N27, 4N28 Optocoupler, Phototransistor Output, with Base Connection Datasheet. 1.8, 7. Malvern, US. 2007

WATELECTRONICS. What is EasyEDA: PCB Designing & Circuit Simulation. [En línea] 2021. Recuperado el 11 de enero de 2022, de WatElectronics Web Site: <https://www.watelectronics.com/easyeda-pcb-designing-circuit-simulation/>

YAXIN, L., CHEN, L., LINING, S., & WEIBIN, R. A Self-adjusted Precise Liquid Handling System. Kobe International Conference Center. Kobe. 2009. pág. 6

ANEXOS

Anexo A. Sistema mecánico

Figura 54. Primer concepto de diseño del rotor de la centrífuga

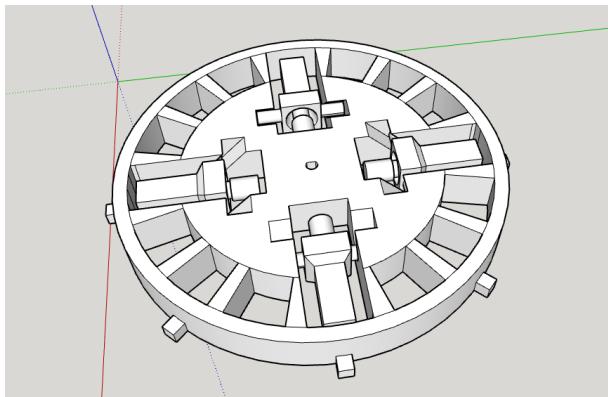


Figura 55. Diseño de soporte para sensores IR

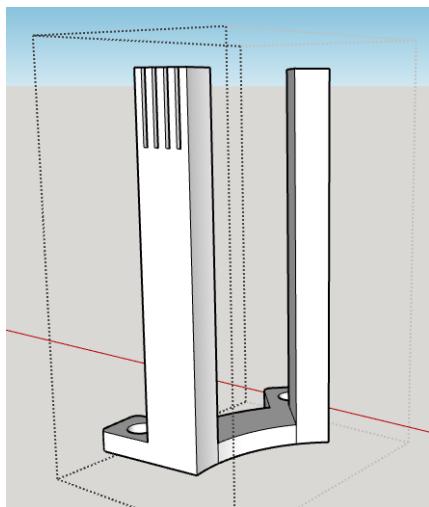


Figura 56. Implementación física del sensor IR

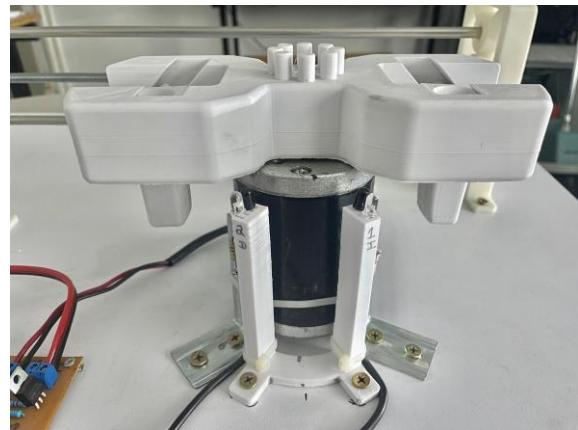


Figura 57. Llegada a zona segura del rotor

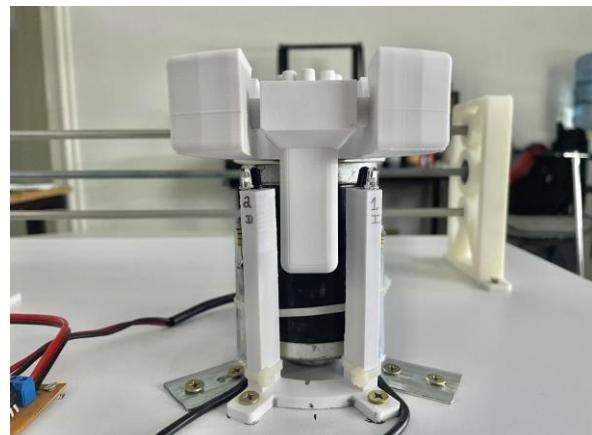


Figura 58. Modelo del Motor paso a paso dentro del soporte

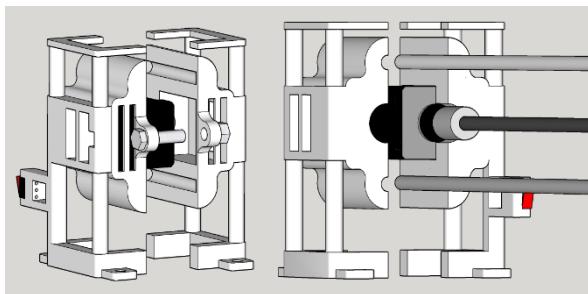


Figura 59. Diseño de los soportes del eje X

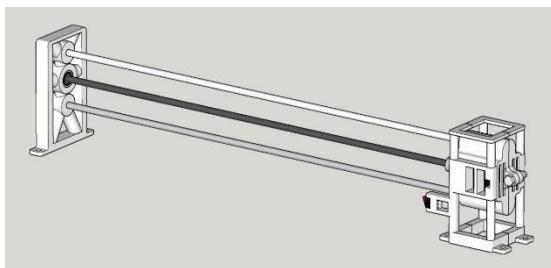


Figura 60. Sistema de engranajes en el diseño 3D de la pinza

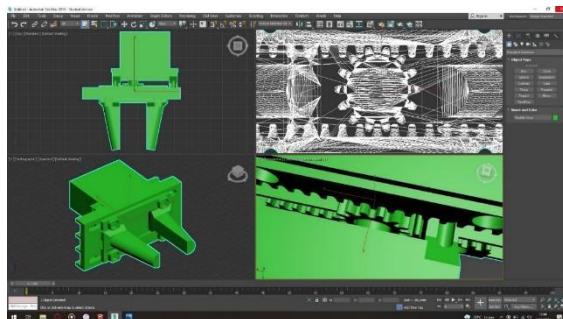


Figura 61. Mordaza del motor paso a paso del eje Z

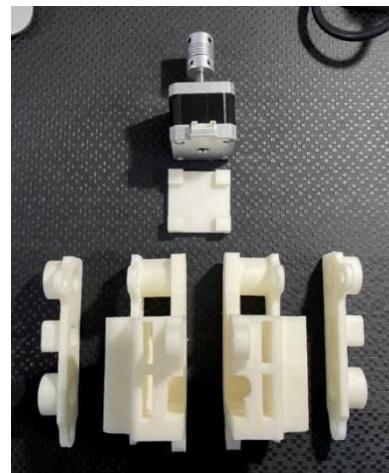


Figura 62. Acoplos de eje encajados en la pieza fabricada



Figura 63. Acoplos del eje Z encajados en el riel del soporte del servomotor



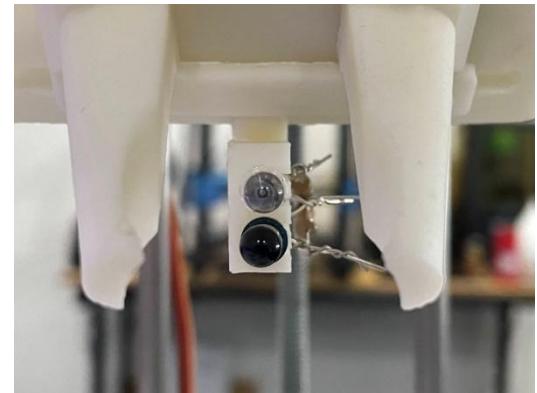
Figura 64. Soporte del servomotor fabricado



Figura 65. Motor paso a paso del eje X encajado en la pieza fabricada



Figura 66. Sensores IR de la pinza de sujeción



Anexo B. Sistema electrónico

Figura 67. Diseño de tarjeta impresa de fuente

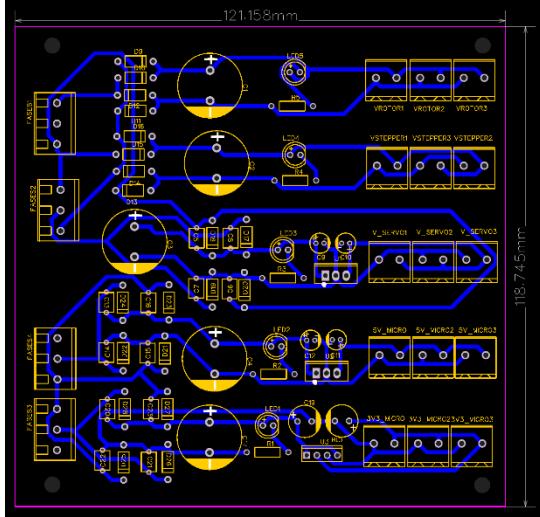


Figura 68. Previsualización 3D del modelo de tarjeta de la fuente

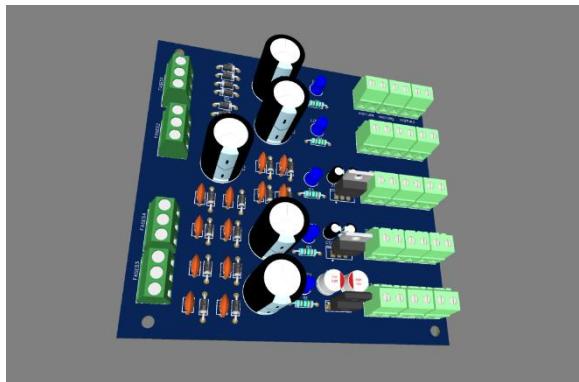


Figura 69. PCB de la tarjeta de fuente de alimentación

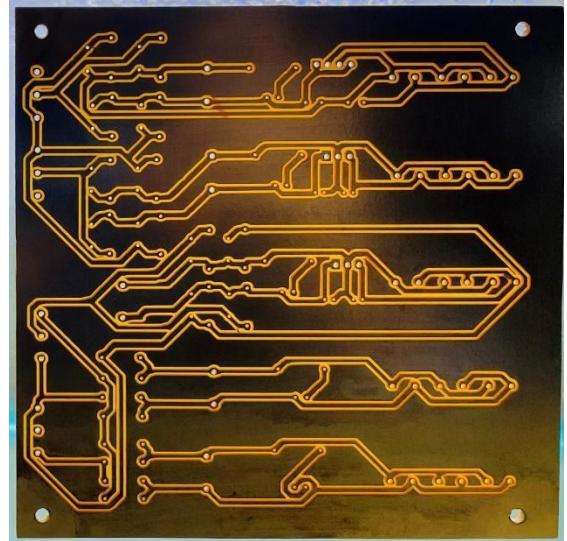


Figura 70. Diseño de PCB del módulo de centrifugación

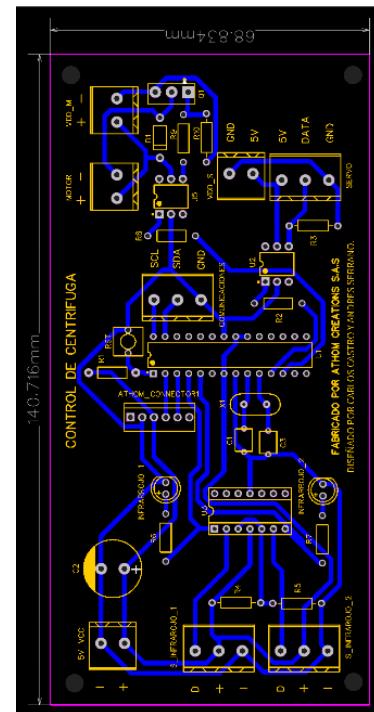


Figura 71. Previsualización del circuito impreso del módulo de centrifugación

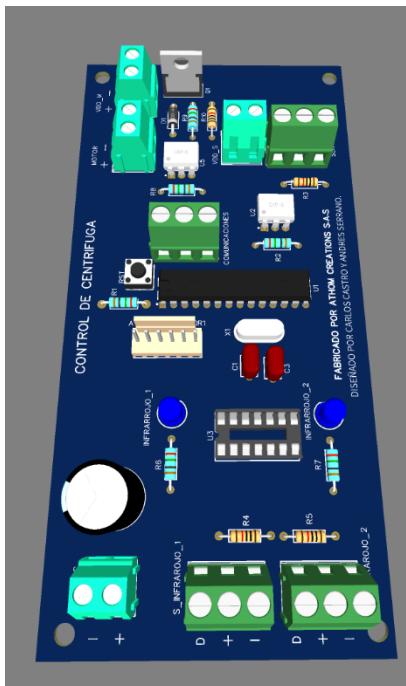


Figura 72. Diseño de PCB del módulo de control del brazo robot

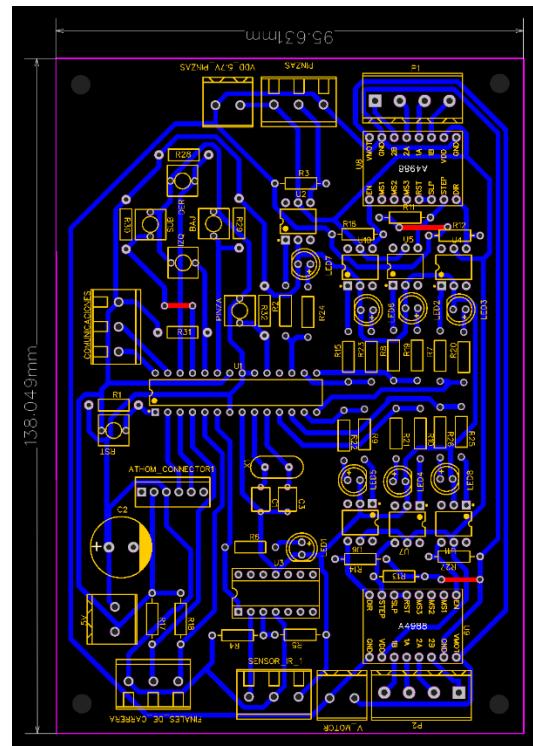


Figura 73. Previsualización en 3D del módulo de control del brazo robot

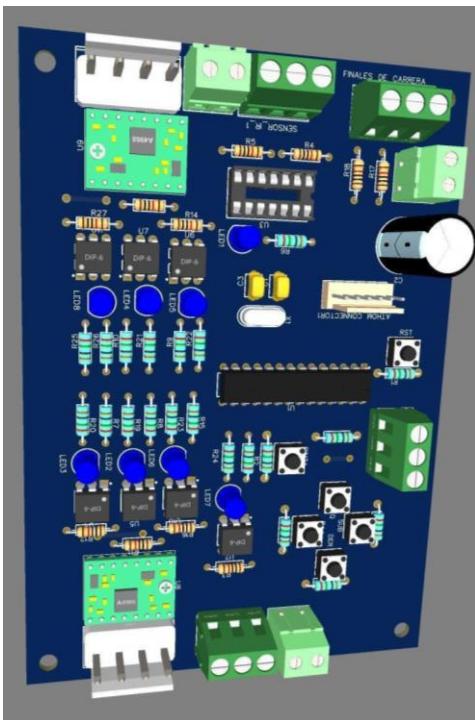


Figura 74. Diseño PCB de la tarjeta central HID

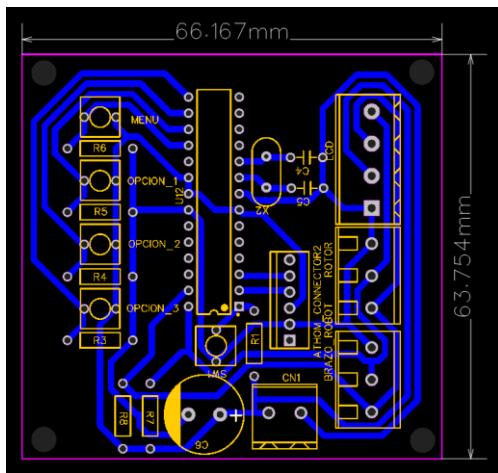
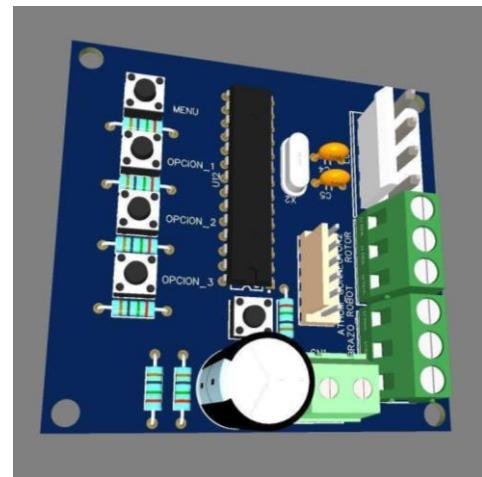


Figura 75. Previsualización de la tarjeta PCB central HID



Anexo C. Programación del módulo HID

```
const int LA = 7;  
  
const int LR = 8;  
const int BTN3 = 9;  
const int BTN2 = 10;  
const int BTN1 = 11;  
const int BTNM = 12;  
#include <Wire.h>  
#include <LiquidCrystal_I2C.h>  
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);  
volatile int LECTROBOT = 0;  
volatile int LECTCENT = 0;  
volatile int SCT180 = 0;  
volatile int MENU = 1;  
volatile int INSTRUCCION = 0;  
volatile int MODO = 0;  
volatile int TCREDITOS = 4500;  
volatile int TSELECT = 20;  
volatile int RPMSELECT = 15;  
volatile int DISPA = 0;  
void setup()  
{  
    Wire.begin();  
    Serial.begin(115200);  
    pinMode(LA, OUTPUT);  
    pinMode(LR, OUTPUT);  
    pinMode(BTN3, INPUT);  
    pinMode(BTN2, INPUT);  
    pinMode(BTN1, INPUT);  
    pinMode(BTNM, INPUT);  
    digitalWrite(LA, LOW);  
    digitalWrite(LR, LOW);  
    lcd.init();  
    lcd.backlight();  
    lcd.setCursor(0, 0);  
    lcd.print("  SISTEMA LEOS");  
    lcd.setCursor(0, 2);
```

```

lcd.print("  UN EQUIPO ");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("  ATHOM CREATIONS");
delay(100);
lcd.clear();
}
void loop()
{
if (digitalRead(BTNM) == HIGH)
{
    MENU = 1;
    INSTRUCCION = 0;
    Serial.println("BOTON MENU");
    delay(500);
}
if (digitalRead(BTN1) == HIGH)
{
    INSTRUCCION = 1;
    Serial.println("BOTON 1");
    delay(500);
}
if (digitalRead(BTN2) == HIGH)
{
    INSTRUCCION = 2;
    Serial.println("BOTON 2");
    delay(500);
}
if (digitalRead(BTN3) == HIGH)
{
    INSTRUCCION = 3;
    Serial.println("BOTON 3");
    delay(500);
}
if (MENU == 1)
{
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("-----MENU-----");
    lcd.setCursor(0, 1);
}

```

```

lcd.print(" -> MODO AUTOMATICO");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> MODO MANUAL");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" -> AGRADECIMIENTOS");
MENU = 0;
MODO = 0;
}
if (MODO == 0)
{
    if (INSTRUCCION == 1)
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
        delay(2500);
        INSTRUCCION = 0;
        MODO = 20;
        TSELECT = 20;
        RPMSELECT = 15;
        DISPA = 1;
    }
    if (INSTRUCCION == 2)
    {
        INSTRUCCION = 0;
        MODO = 2;
        DISPA = 1;
    }
    if (INSTRUCCION == 3)
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("-----CREDITOS-----");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print("Agradecimientos a la");
        lcd.setCursor(0, 2);
        lcd.print("empresa MEGA LTD por");
        lcd.setCursor(0, 3);
        lcd.print("apoyar el desarrollo");
    }
}

```

```
delay(TCREDITOS);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----CREDITOS-----");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("de este proyecto.");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("A German Antonio por");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("Guiarnos y ayudarnos");
delay(TCREDITOS);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("---ANDRES SERRANO---");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Gracias a Dios por ");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("los dones que me dio");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("por darme a mi madre");
delay(TCREDITOS);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("---ANDRES SERRANO---");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print(" Leonor Murcia a ");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" quien dedico la ");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" creacion de LEOS ");
delay(TCREDITOS);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("---JUAN SEBASTIAN---");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Agradecimientos a la");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("empresa ATHOM por la");
lcd.setCursor(0, 3);
```

```

lcd.print("disposicion y ayuda.");
delay(TCREDITOS);
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("----FELIPE CASTRO---");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print("Agradecimientos a la");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("empresa ATHOM por la");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("disposicion y ayuda.");
delay(TCREDITOS);
MODO = 0;
INSTRUCCION = 0;
MENU = 1;
}
}
if (MODO == 2)
{
    if (DISPA == 1 )
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("-----MANUAL-----");
        lcd.setCursor(0, 1);
        lcd.print(" -> T = 40 minutos");
        lcd.setCursor(0, 2);
        lcd.print(" -> T = 20 minutos");
        lcd.setCursor(0, 3);
        lcd.print(" -> T = 5 minutos");
        DISPA = 0;
    }
    if (INSTRUCCION == 1)
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("-----MANUAL-----");
        lcd.setCursor(0, 2);
        lcd.print(" -> T = 40 minutos");
    }
}

```

```

TSELECT = 40;
MODO = 3;
DISPA = 1;
INSTRUCCION = 0;
delay(2000);
}
if (INSTRUCCION == 2)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> T = 20 minutos");
TSELECT = 20;
MODO = 3;
DISPA = 1;
INSTRUCCION = 0;
delay(2000);
}
if (INSTRUCCION == 3)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> T = 5 minutos");
TSELECT = 5;
MODO = 3;
DISPA = 1;
INSTRUCCION = 0;
delay(2000);
}
}
if (MODO == 3)
{
if (DISPA == 1)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);

```

```

lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 1);
lcd.print(" -> RPM = 1.850");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> RPM = 1.500");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" -> RPM = 1.000");
DISPA = 0;
}
if (INSTRUCCION == 1)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> RPM = 1.850");
RPMSELECT = 18;
MODO = 4;
INSTRUCCION = 0;
DISPA = 1;
delay(2000);
}
if (INSTRUCCION == 2)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> RPM = 1.500");
RPMSELECT = 15;
MODO = 4;
INSTRUCCION = 0;
DISPA = 1;
delay(2000);
}
if (INSTRUCCION == 3)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);

```

```

lcd.print("-----MANUAL-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" -> RPM = 1.000");
RPMSELECT = 10;
MODO = 4;
INSTRUCCION = 0;
DISPA = 1;
delay(2000);
}
}
if (MODO == 4)
{
    MODO = 20;
}
if (MODO == 20)
{
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" DETECTANDO ROBOT ");
delay(2500);
if (DISPA == 1)
{
    Wire.beginTransmission(92);
    Wire.write('A');
    Wire.endTransmission();
    DISPA = 2;
    Serial.println("SCT RBT ON");
}
delay(1500);
Wire.requestFrom(92, 1);
LECTROBOT = Wire.read();
Serial.print("LECTURA ROBOT = ");
Serial.println(LECTROBOT);
if (LECTROBOT == 1)
{
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
}
}

```

```

lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" ROBOT DETECTADO");
Serial.println("RBT ON");
delay(2500);
LECTROBOT = 0;
DISPA = 1;
MODO = 21;
}
if (DISPA == 2)
{
DISPA = 0;
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" ROBOT OFFLINE");
delay(2500);
MODO = 0;
}
}
if (MODO == 21)
{
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" DETECTANDO ROTOR ");
delay(2500);
if (DISPA == 1)
{
Wire.beginTransmission(95);
Wire.write('B');
Wire.endTransmission();
DISPA = 2;
Serial.println("SCT RBT ON");
}
delay(1500);
Wire.requestFrom(95, 1);
LECTCENT = Wire.read();
Serial.print("LECTURA ROTOR = ");
Serial.println(LECTCENT);

```

```

if (LECTCENT == 1)
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print(" ROTOR DETECTADO");
  Serial.println("CENT ON");
  delay(2500);
  LECTCENT = 0;
  DISPA = 1;
  MODO = 22;
}
if (DISPA == 2)
{
  DISPA = 0;
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print(" ROTOR OFFLINE");
  delay(2500);
  MODO = 0;
}
}
if (MODO == 22)
{
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print(" EN PROCESO: ");
  lcd.setCursor(5, 3);
  lcd.print("AUTOHOME");
  delay(2500);
  if (DISPA == 1)
  {
    Wire.beginTransmission(92);
    Wire.write('H');
    Wire.endTransmission();
    DISPA = 2;
    Serial.println("ACT AUTH");
  }
}

```

```

}

delay(1500);
Wire.requestFrom(92, 1);
LECTROBOT = Wire.read();
Serial.print("LECTURA ROBOT = ");
Serial.println(LECTROBOT);
if (LECTROBOT == 2)
{
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print(" >");
  delay(1500);
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print(" ");
  delay(1000);
}
if (LECTROBOT == 3)
{
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print(" PROCESO FINALIZADO");
  Serial.println("AUTHOM GOOD");
  delay(2500);
  LECTROBOT = 0;
  DISPA = 1;
  MODO = 23;
}
if (LECTROBOT == 4)
{
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print(" ERROR EN PROCESO ");
  delay(2500);
  LECTROBOT = 0;
  DISPA = 0;
  MODO = 0;
}
}

if (MODO == 23)

```

```

{
  lcd.setCursor(0, 2);
  lcd.print("    EN PROCESO:    ");
  lcd.setCursor(0, 3);
  lcd.print("  CALIBRANDO ROTOR  ");
  delay(2500);
  if (DISPA == 1)
  {
    Wire.beginTransmission(95);
    Wire.write('K');
    Wire.endTransmission();
    DISPA = 2;
    Serial.println("SCT CAL");
  }
  delay(1500);
  Wire.requestFrom(95, 1);
  LECTCENT = Wire.read();
  Serial.print("LECTURA ROTOR = ");
  Serial.println(LECTCENT);
  if (LECTCENT == 2)
  {
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print(" >");
    delay(1500);
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print("  ");
    delay(1000);
  }
  if (LECTCENT == 3)
  {
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
    lcd.setCursor(0, 2);
    lcd.print(" PROCESO FINALIZADO");
    Serial.println("CAL ROTR GOOD");
    delay(2500);
    LECTCENT = 0;
    DISPA = 1;
  }
}

```

```

MODO = 24;
}
if (LECTCENT == 4)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ERROR EN PROCESO ");
delay(2500);
LECTCENT = 0;
DISPA = 0;
MODO = 0;
}
}
if (MODO == 24)
{
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" EN PROCESO: ");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" MOVIENDO MUESTRA 1");
delay(2500);
if (DISPA == 1)
{
Wire.beginTransmission(92);
Wire.write('D');
Wire.endTransmission();
DISPA = 2;
Serial.println("SCT MOV 1");
}
delay(1500);
Wire.requestFrom(92, 1);
LECTROBOT = Wire.read();
Serial.print("LECTURA ROBOT = ");
Serial.println(LECTROBOT);
if (LECTROBOT == 2)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" >");
delay(1500);
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ");
}
}

```

```

delay(1000);
}
if (LECTROBOT == 3)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" PROCESO FINALIZADO ");
Serial.println("MOV 1 OK");
delay(2500);
LECTROBOT = 0;
DISPA = 1;
MODO = 25;
}
if (LECTROBOT == 4)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ERROR EN PROCESO ");
delay(2500);
LECTROBOT = 0;
DISPA = 0;
MODO = 0;
}
}
if (MODO == 25)
{
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print("    EN PROCESO:    ");
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print("  ROTACION DE PLAZA");
delay(2500);

if (DISPA == 1)
{
Wire.beginTransmission(95);
Wire.write('L');
Wire.endTransmission();
DISPA = 2;
}
}

```

```

Serial.println("SCT 180°");
}
delay(1500);
Wire.requestFrom(95, 1);
LECTCENT = Wire.read();
Serial.print("LECTURA ROTOR = ");
Serial.println(LECTCENT);
if (LECTCENT == 2)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" >");
delay(1500);
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ");
delay(1000);
}
if (LECTCENT == 3)
{
lcd.clear();
lcd.setCursor(0, 0);
lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
lcd.setCursor(0, 2);
lcd.print(" PROCESO FINALIZADO");
Serial.println("180 OK");
delay(2500);
LECTCENT = 0;
DISPA = 1;
MODO = 26;
}
if (LECTCENT == 4)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ERROR EN PROCESO ");
delay(2500);
LECTCENT = 0;
DISPA = 0;
MODO = 0;
}
}

```

```

if (MODO == 26)
{
    lcd.setCursor(0, 2);
    lcd.print("    EN PROCESO:    ");
    lcd.setCursor(0, 3);
    lcd.print(" MOVIENDO MUESTRA 2");
    delay(2500);

    if (DISPA == 1)
    {
        Wire.beginTransmission(92);
        Wire.write('E');
        Wire.endTransmission();
        DISPA = 2;
        Serial.println("SCT MOV 2");
    }
    delay(1500);
    Wire.requestFrom(92, 1);
    LECTROBOT = Wire.read();
    Serial.print("LECTURA ROBOT = ");
    Serial.println(LECTROBOT);
    if (LECTROBOT == 2)
    {
        lcd.setCursor(0, 3);
        lcd.print(" >");
        delay(1500);
        lcd.setCursor(0, 3);
        lcd.print(" ");
        delay(1000);
    }
    if (LECTROBOT == 3)
    {
        lcd.clear();
        lcd.setCursor(0, 0);
        lcd.print("-----AUTOMATICO-----");
        lcd.setCursor(0, 2);
        lcd.print(" PROCESO FINALIZADO ");
        Serial.println("MOV 2 OK");
        delay(2500);
    }
}

```

```

if (SCT180 == 0)
{
LECTROBOT = 0;
DISPA = 1;
MODO = 27;
}
if (SCT180 == 1)
{
LECTROBOT = 0;
DISPA = 1;
MODO = 25;
SCT180 = 0;
}
}
if (LECTROBOT == 4)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ERROR EN PROCESO ");
delay(2500);
LECTROBOT = 0;
DISPA = 0;
MODO = 0;
}
if (LECTROBOT == 5)
{
lcd.setCursor(0, 3);
lcd.print(" ROTOR OCUPADO ");
delay(2500);
SCT180 = 1;
LECTROBOT = 2;
}

```

Para conocer más acerca del código del sistema, contacta al correo contacto@athomcreations.com o comunicarse al número 3163061740.

Tabla 2. Diccionario de cifrado para el protocolo I2C.

VALOR ENVIADO	SIGNIFICADO
A	Detección de BRAZO ROBOT
B	detección de ROTOR
C	Solicitud de detección confirmada
D	ROBOT: movimiento de plaza 1 a rotor
E	ROBOT: movimiento de plaza 2 a rotor
F	ROBOT: movimiento de rotor a plaza 2
G	ROBOT: movimiento de rotor a plaza 1
H	ROBOT: calibración de coordenada cero
I	CENTRIFUGA: iniciar centrifugación
J	CENTRIFUGA: finalizar centrifugación
K	CENTRIFUGA: auto calibración del rotor
L	CENTRIFUGA: girar rotor 180 grados
M	CENTRIFUGA: selección de 40 minutos
N	CENTRIFUGA: selección de 20 minutos
O	CENTRIFUGA: selección de 5 minutos
P	CENTRIFUGA: selección de 1850 RPM
Q	CENTRIFUGA: selección de 1500 RPM
R	CENTRIFUGA: selección de 1000 RPM
S	Espacio no declarado
T	Espacio no declarado
U	Espacio no declarado
V	Espacio no declarado
W	Espacio no declarado
X	Espacio no declarado
Y	Espacio no declarado
Z	Espacio no declarado
0	Sistema fuera de línea
1	Sistema en línea
2	En proceso
3	Proceso finalizado exitosamente
4	Error durante el proceso
5	Solicitud de giro de 180 grados al rotor
6	Espacio no declarado
7	Espacio no declarado
8	Espacio no declarado
9	Espacio no declarado