



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**TEMA: INVESTIGACIÓN, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
PROTOTIPO DE IMPRESORA 3D PARA LA FABRICACIÓN DE
FORMAS TRIDIMENSIONALES A BASE DE POLÍMEROS
HIDROFÍLICOS**

**AUTORES: NAVARRETE SOCASI, JUAN CARLOS
PAUCAR BASTIDAS, PEDRO BLADIMIR**

DIRECTOR: ING. ANDRÉS MARCELO, GORDÓN GARCÉS

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, “*INVESTIGACIÓN, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE IMPRESORA 3D PARA LA FABRICACIÓN DE FORMAS TRIDIMENSIONALES A BASE DE POLÍMEROS HIDROFÍLICOS*” fue realizado por los señores *Navarrete Socasi, Juan Carlos y Paucar Bastidas, Pedro Bladimir* el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 30 octubre del 2018

Firma:

A handwritten signature in blue ink, which reads 'ANDRÉS GORDÓN G', is written over a horizontal dotted line.

Ing. Andrés Marcelo Górdon Garcés

C. C.: 1803698800



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, *Navarrete Socasi, Juan Carlos y Paucar Bastidas, Pedro Bladimir*, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: ***“INVESTIGACIÓN, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE IMPRESORA 3D PARA LA FABRICACIÓN DE FORMAS TRIDIMENSIONALES A BASE DE POLÍMEROS HIDROFÍLICOS”*** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 30 octubre del 2018

Firma:

Navarrete Socasi, Juan Carlos

C.C.: 1723958326

Firma:

Paucar Bastidas, Pedro Bladimir

C.C.: 1804431870



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Navarrete Socasi, Juan Carlos y Paucar Bastidas, Pedro Bladimir autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: “INVESTIGACIÓN, DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE IMPRESORA 3D PARA LA FABRICACIÓN DE FORMAS TRIDIMENSIONALES A BASE DE POLÍMEROS HIDROFÍLICOS” en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi responsabilidad.

Latacunga, 30 octubre del 2018

Firma:

Navarrete Socasi, Juan Carlos

C.C.: 1723958326

Firma:

Paucar Bastidas, Pedro Bladimir

C.C.: 1804431870

DEDICATORIA

Esta tesis es dedicada para mi familia, las cuatro personas que más ame, amo y amare para toda la vida.

Juan

Dedico este trabajo principalmente a mi padre, quien me ha apoyado incondicionalmente desde siempre, ha sido y será la persona que más admire en toda mi vida por ser un ejemplo de superación, responsabilidad y respeto. A mis hermanas Doris y Viviana que han sido mi sustento moral, anímico, afectivo y económico, estando ahí siempre que lo he necesitado. A mi madre, que en vida me inculcó sus valores, enseñanzas y me llenó de su infinito amor. A mis sobrinos, que son la personificación angelical del amor y la alegría. A mi tía Magdalena, por ser una persona bondadosa y mostrar siempre sus brazos abiertos hacia mí y mis hermanas. A toda mi familia y finalmente a mis primos y amigos, por proporcionarme tantos amenos momentos y experiencias.

Pedro

AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a nuestras familias, que sin su apoyo moral, sentimental y económico no sería posible esta superación profesional. Nos han ayudado a formarnos como personas y seres humanos. Desde el día de nuestra concepción hasta nuestros momentos finales ellos serán los autores y mecenas de todos los logros profesionales y de vida que lleguemos a cumplir.

Gracias a nuestro director de tesis Ingeniero Andrés Gordón por proveernos de sus valiosos conocimientos y consejos a lo largo de la duración del presente trabajo. Demostrando que un educador puede ser una persona amable, paciente y comprensible.

De igual manera a la Doctora Violeta López, por su eficaz aporte en la determinación de la biocompatibilidad del polímero hidrofílico y nivel de homogeneidad del mismo.

A la universidad de las fuerzas armadas ESPE y especialmente al personal docente el departamento de energía y mecánica por los conocimientos impartidos durante los niveles de educación, formando profesionales con criterio y de éxito, que buscan la calidad en sus trabajos, además del cumplimiento de sus objetivos.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA

CERTIFICACIÓN	ii
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	iii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xii
ÍNDICE DE FIGURAS	xiv
RESUMEN	xxiii
ABSTRACT	xxiv

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES

1.1	Antecedentes.....	1
1.2	Justificación	2
1.2	Objetivos.....	3
1.3.1	Objetivo General.....	3
1.3.2	Objetivos Específicos	4
1.4	Hipótesis	4
1.5	Variables e Indicadores.....	5

CAPÍTULO II

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.1	¿Qué es la impresión 3D?.....	6
2.2	Origen de la impresión 3D.....	6
2.2.1	El origen de SLA	7
2.2.2	El origen de SLS.....	8
2.2.3	El origen del FDM.....	9
2.3	Uso de las impresoras 3D	10
2.4	Tipos de impresoras 3D.....	10
2.4.1	Procesamiento digital de luz (DLP).....	10
2.4.2	Fusión selectiva por láser (SLM).....	11
2.4.3	Modelado por deposición fundida (FDM).....	12
2.4.4	Estereolitografía (SLA)	12
2.4.5	Sinterizado selectivo por láser (SLS)	14
2.5	RepRap	14
2.5.1	Origen del RepRap	14
2.5.2	Primeras impresoras RepRap.....	15
2.6	Sistemas de extrusión 3D	19
2.6.1	Direct drive	19
2.6.2	Bowden.....	20
2.7	Extrusores de biomaterial	20
2.7.1	Sistemas mecánicos	20

2.7.2	Sistema neumático	22
2.8	Polímeros	22
2.8.1	Características generales de un polímero	24
2.8.2	Clasificación de los polímeros.....	24
2.8.3	Polimerización	27
2.8.4	Polímero Hidrofílico.....	29
2.8.5	Carbómero Carbopol	30
2.9	Estado del arte bioimpresoras.....	32

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES DEL SISTEMA MECÁNICO Y ELECTRÓNICO

3.1	Selección del polímero hidrofílico.....	35
3.1.2	Criterios de selección del polímero hidrofílico	39
3.2	Conformación del polímero biocompatible	40
3.2.1	Compuestos químicos y materiales utilizados en los ensayos.....	41
3.2.2	Ensayo 1	44
3.2.3	Ensayo 2	62
3.2.4	Ensayo 3	66
3.2.5	Criterios de selección del polímero resultante.....	71
3.3	Selección del medio/herramienta de impresión 3D	72
3.4	Diseño del extrusor.....	75
3.4.1	Criterios de selección para el método de extrusión	76

3.4.2	Criterios de selección para el sistema de deposición de material	79
3.4.3	Diseño mecánico del extrusor.....	81
3.4.4	Selección del material de construcción del extrusor	87
3.5	Diseño del módulo contenedor de la impresora 3D.....	95
3.6	Diseño del control electrónico	97
3.6.1	Acondicionamiento de señales	97
3.6.2	Interpretación y respuesta del microcontrolador	100

CAPÍTULO IV

IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS ELECTRÓNICO Y MECÁNICO

4.1	Ensamble de impresora 3D base.....	103
4.2	Conformación del sistema mecánico y partes estructurales	112
4.2.1	Impresión de componentes	113
4.2.2	Ensamble del nuevo extrusor.....	115
4.2.3	Módulo contenedor.....	118
4.3	Implementación del sistema de control	122
4.3.1	Caja de control.....	123

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

5.1	Comprobación de funcionamiento del sistema electrónico	125
5.2	Comprobación del sistema mecánico	128
5.3	Pruebas de impresión (Determinación de los parámetros de impresión)	129

5.3.1	Ensayo de impresión 1.....	129
5.3.2	Ensayo de impresión 2.....	137
5.3.3	Ensayo 3	138
5.3.4	Ensayo 4	143
5.3.5	Alteraciones del medio de conservación	144
5.4	Validación de la Hipótesis	147
5.5	Validación de la biocompatibilidad del polímero hidrofílico.....	151
5.6	Análisis financiero.....	157
5.6.1	Comparativa de precio con bioimpresoras del mercado.....	159

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1	Conclusiones.....	160
6.2	Recomendaciones	164
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS		166
ANEXOS		177

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Criterios de selección del polímero hidrofílico	39
Tabla 2 Clasificación de medidas de adhesión según norma ASTM D3359-09	50
Tabla 3 Parámetros del polímero resultante 1	57
Tabla 4 Parámetros obtenidos con la alteración del medio, bajo refrigeración.....	59
Tabla 5 Parámetros obtenidos con la alteración del medio, en exteriores.....	60
Tabla 6 Parámetros del polímero resultante 1	61
Tabla 7 Parámetros del polímero resultante 2	66
Tabla 8 Parámetros del polímero resultante 3	70
Tabla 9 Matriz Pugh para los polímeros resultantes	71
Tabla 10 Criterios de selección para impresora 3D.....	75
Tabla 11 Criterios de selección del método de extrusión.....	78
Tabla 12 Criterios de selección del sistema de deposición de material	81
Tabla 13 Sección poliuretano de tabla de ayuda para la selección Parker	86
Tabla 14 Criterios de selección de materiales de construcción del extrusor	89
Tabla 15 Lista de materiales.....	103
Tabla 16 Lista de materiales.....	119
Tabla 17 Variables manipuladas – Ensayo 1.1.....	130

Tabla 18 Variables manipuladas – Ensayo 1.2.....	132
Tabla 19 Variables manipuladas – Ensayo 1.3.....	133
Tabla 20 Variables manipuladas – Ensayo 2.1.....	137
Tabla 21 Ensayo 3	138
Tabla 22 Frecuencia observada	149
Tabla 23 Calculo de la frecuencia esperada	149
Tabla 24 Distribución χ^2	151
Tabla 25 Análisis financiero.....	158
Tabla 26 Precio de bioimpresoras del mercado.....	159

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Primera impresora 3D con tecnología SLA.....	7
Figura 2 Joe Beaman y Carl Deckard.....	8
Figura 3 Funcionamiento de una impresora 3D basada en FDM.....	9
Figura 4 Principio de funcionamiento del DLP	11
Figura 5 Principio de funcionamiento del SLA	13
Figura 6 Impresora RepRap Darwin	16
Figura 7 Impresora RepRap Cupcake	16
Figura 8 Impresora RepRap Mendel	17
Figura 9 Impresora RepRap Prusa Mendel	17
Figura 10 Impresora RepRap Prusa Mendel 2	18
Figura 11 Impresora RepRap Printrbot	19
Figura 12 Sistema Direct Drive.....	19
Figura 13 Sistema Bowden	20
Figura 14 Extrusor tipo cremallera.....	21
Figura 15 Extrusor tipo tuerca.....	21
Figura 16 Extrusor con sistema neumático	22
Figura 17 Analogía entre un polímero y un tren	23

Figura 18 Formación del polietileno	24
Figura 19 Polímeros natural, Semisintético y sintético.....	25
Figura 20 Estructura esquemática de polímeros lineales, ramificados y entrecruzados	26
Figura 21 Esquemas del homopolímero y copolímero.....	27
Figura 22 Esquemas polimerización por adición	28
Figura 23 Esquemas polimerización por adición	29
Figura 24 Polimerización de enlaces cruzados del Carbopol.....	30
Figura 25 Carbopol 934P como aglutinante en comprimidos.....	31
Figura 26 Bio X printer	33
Figura 27 RX1 Bioprinter	33
Figura 28 BiogelX.....	34
Figura 29 Impresión 3D en gel granular de Carbopol EDT 2020.....	36
Figura 30 Celosías 2D impresas con diferentes distancias entre líneas (DL)	37
Figura 31 Carbopol 940	38
Figura 32 Polimerización del Carbopol 940	40
Figura 33 Cloruro de calcio al 10%	42
Figura 34 Trietanolamina.....	42
Figura 35 Materiales utilizados	43

Figura 36 Medición 4 gramos de Carbopol.....	45
Figura 37 Medición 6 ml de agua destilada	45
Figura 38 Medición 6 ml de trietanolamina	45
Figura 39 Mezcla de carbopol con agua d. (a), Resultado (b)	46
Figura 40 Polímero resultante 1	47
Figura 41 Fijación del polímero a la superficie	51
Figura 42 Corte del polímero según norma ASTM D3359-09	52
Figura 43 Colocación y retiro de la cinta adhesiva	52
Figura 44 Comparación del resultado	53
Figura 45 Determinación de la solidez de cada polímero resultante.....	54
Figura 46 Ensayo normalizado de índice de fluidez	55
Figura 47 Presión de aire utilizada.....	56
Figura 48 Extrusión del polímero resultante	56
Figura 49 Medición del MFI	57
Figura 50 Polímero resultante 1 en refrigeración.....	58
Figura 51 Polímero resultante 1 sometido nuevamente a pruebas	59
Figura 52 Polímeros resultantes 1, 2 y 3 en exteriores	60
Figura 53 Pruebas para determinación de parámetros	60

Figura 54 Preparación del polímero resultante 2	62
Figura 55 Polímero resultante 2	63
Figura 56 Prueba de fluidez polímero resultante 2	65
Figura 57 Polímero resultante 3	67
Figura 58 Corte del polímero según norma ASTM D3359-09	68
Figura 59 Comparación del resultado	68
Figura 60 Determinación índice de fluidez	69
Figura 61 Anet A6	73
Figura 62 Rostock Max V3	74
Figura 63 Tipos de extrusión Inkjet	76
Figura 64 Tipos de microextrusión	77
Figura 65 Extrusión aplicando mecanismo tornillo sin fin	79
Figura 66 Extrusión aplicando sistemas neumáticos	80
Figura 67 Diseño de la base	82
Figura 68 Base de extrusor diseñada	83
Figura 69 Diseño de cabezal	84
Figura 70 Cabezal	84
Figura 71 Compresor Truper 25L	85

Figura 72 Gráfica presión vs temperatura de trabajo	86
Figura 73 Materiales utilizados en impresión 3D FDM.....	87
Figura 74 Análisis estático	90
Figura 75 a) Tensión nodal de Von Mises, b) Desplazamientos estáticos	91
Figura 76 Máxima tensión de Von Mises	92
Figura 77 Desplazamientos estáticos	92
Figura 78 Factor de seguridad.....	92
Figura 79 Análisis estático del cabezal	93
Figura 80 a) Tensión nodal de Von Mises, b) Desplazamientos estáticos.....	94
Figura 81 Factor de seguridad.....	94
Figura 82 Modulo contenedor.....	95
Figura 83 Bobinas motor paso a paso bipolar	97
Figura 84 Pulso de avance motor paso a paso.....	98
Figura 85 Medición del voltaje pulso de control rectificado	98
Figura 86 Circuito rectificador de señal.....	99
Figura 87 a) señal sin capacitor b) señal con capacitor.....	100
Figura 88 Programación en IDE Arduino	102
Figura 89 Circuito de tarjeta de control	102

Figura 90 PCB del circuito.....	102
Figura 91 Modelo CAD partes de impresora 3D	104
Figura 92 Soporte principal (a), Soportes de bloqueo (b), Ensamble real (c).....	105
Figura 93 Apoyos inferiores.....	106
Figura 94 Guías y rieles de cama	106
Figura 95 Carril de cama - a) Ubicación de la correa, b) Tensado de la correa.....	107
Figura 96 Ensamble de los soportes de los motores Z.....	108
Figura 97 Soportes de motores Z	109
Figura 98 Ensamble soporte para motor X y varillas guía.....	109
Figura 99 Ubicación y aseguramiento de cama caliente	110
Figura 100 Soporte HMI (a), sujeción (b), cubierta posterior (c)	111
Figura 101 Fuente de alimentación (a), Distribución de pines (b).....	111
Figura 102 Mainboard.....	111
Figura 103 Impresora Anet A6	112
Figura 104 Impresión de la base del extrusor	113
Figura 105 Base impresa.....	113
Figura 106 a) Cabezal normal, b) Cabezal reforzado.....	114
Figura 107 Soporte de interfaz.....	115

Figura 108 Sujeción de base del extrusor.....	115
Figura 109 Fijación de correa dentada.....	116
Figura 110 Cartucho estándar – Cartucho Cellink.....	116
Figura 111 Extrusor – Compresor de aire y electroválvula	117
Figura 112 Corte de perfiles.....	118
Figura 113 Colocación de los perfiles en U.....	118
Figura 114 Módulo terminado	119
Figura 115 Montaje de la impresora dentro del módulo	120
Figura 116 Final de carrera eje X.....	120
Figura 117 Interfaz.....	121
Figura 118 a)Planchado, b) Corrosión, c) Pistas, d) Soldado, e-f) resultado.....	122
Figura 119 Caja de control.....	123
Figura 120 Vista frontal y superior	124
Figura 121 Toma de señales desde la tarjeta de control.....	126
Figura 122 Señal del extrusor en modo reposo	126
Figura 123 Señal del extrusor en modo activado	126
Figura 124 Serial plotter de Arduino – Señal general de activación (a), acercamiento (b)	127
Figura 125 Pruebas de extrusión de material (boquilla 0,5mm)	128

Figura 126 Forma 1	131
Figura 127 Taponamiento boquilla	131
Figura 128 Fallos de contorno y relleno	133
Figura 129 Impresión de ensayo 1.3	134
Figura 130 Acercamiento a boquilla del extrusor	135
Figura 131 Bomba de vacío casera	135
Figura 132 Eliminación de burbujas en el polímero	136
Figura 133 Forma 2	137
Figura 134 Forma mixta.....	138
Figura 135 Modelo de tráquea	139
Figura 136 Primeras capas de impresión.....	139
Figura 137 Impresión tráquea	140
Figura 138 Impresión tráquea	141
Figura 139 Impresión sección de tráquea.....	142
Figura 140 Reimpresión final del modelo ensayo 1	143
Figura 141 Reimpresión final de la sección de tráquea	143
Figura 142 Modelo de oreja humana.....	144
Figura 143 Comparativa – previo a refrigeración (a), post refrigeración (b).....	145

Figura 144 Alteración del medio de conservación.....	146
Figura 145 Forma 1 (20x20x3 mm, cuadrado interno de 5x5mm)	148
Figura 146 Forma 2 (20x20x6 mm)	148
Figura 147 Figuras impresas para el análisis	152
Figura 148 Muestra para análisis bacteriológico (Movilab)	153
Figura 149 Elemento gráfico para pregunta 1	155
Figura 150 Elemento gráfico para pregunta 2.....	155
Figura 151 Elemento gráfico para pregunta 3.....	156

RESUMEN

El presente trabajo de titulación busca desarrollar un método de impresión 3D en el que se utilicen polímeros hidrofílicos como material de trabajo, debido a que los mismos poseen propiedades de biocompatibilidad y por lo tanto pueden ser utilizados como sustrato para las células vivas en la fabricación de órganos o tejidos humanos a futuro. A más de esto los procesos de polimerización de un polímero hidrofílico se dan a temperatura ambiente (25°C) con lo cual se garantiza que las células no recibirán daño térmico durante el proceso de impresión. Al existir diferentes tipos de polímeros hidrofílicos, se buscará o desarrollará el que posea mejores características tanto de viscosidad, temperatura y tiempo de solidificación/gelatinización. Esto junto con los demás parámetros correspondientes directamente al desempeño de la impresora 3D tales como velocidad de avance, método de extrusión, distancia extrusor-cama, diseño de boquilla extrusora y demás, serán los objetivos de investigación para la creación de este método de impresión 3D que busca sentar las bases o referencias para el posible posterior desarrollo de bioimpresoras 3D en el país. Es necesario remarcar que el objetivo del proyecto no es la bioimpresión 3D en sí, sino comprobar la viabilidad de impresión con polímeros hidrofílicos ya que como se dijo anteriormente, son biocompatibles.

PALABRAS CLAVE:

- **IMPRESIÓN 3D**
- **POLÍMEROS HIDROFÍLICOS**
- **IMPRESORAS 3D**
- **CÉLULAS VIVAS**

ABSTRACT

Polymers are synthetic materials currently used as substrate of living cells in the manufacture of organs and engineered human tissues. For instances, polymer biocompatibility properties ensure cell viability at room temperature (25 ° C) during printing process. Therefore, the main objective of this project is to develop a 3D printing method using hydrophilic polymers as working materials. As different types of hydrophilic polymers are now available, the one with the best adjustable profile (eg. viscosity, biocompatibility, solidification, and gelatinization) will be selected or developed for the printing methods. The optimization printing parameters directly related with 3D printer performance, such as speed of advance, distance of impression, design of the extruder nozzle will be also address in is this project. Finally, the results of this project hope to lay the foundations or references for a further development of 3D bio-printing methods in the country.

KEY WORDS

- **3D PRINT**
- **HYDROPHILIC POLYMERS**
- **3D PRINTERS**
- **LIVING CELLS**

CAPÍTULO II

ASPECTOS GENERALES

1.1 Antecedentes

Todo comenzó en 1984, cuando Charles Hull inventa el método de la estereolitografía (SLA), proceso de impresión orientado a maquetas para la prueba de prototipos antes de su fabricación en cadena. Ese mismo año crea 3DSystems, empresa líder en el mercado que permitió la utilización a nivel industrial de este proceso.

Varios años más tarde, entre 1989 y 1990, S. Scott Crump, fundador a su vez de Stratasys, desarrolló la técnica de Fused Deposition Modeling (FDM), que consistía en la creación de objetos tridimensionales mediante la superposición de capas de material fundido que posteriormente solidificaba con la forma deseada. Con el tiempo este método permitió una mayor difusión de la impresión 3D abaratando costes y permitiendo a pequeños usuarios y talleres no industriales tener acceso a esta tecnología para fines propios (Chimbo, Robin Leonardo Soledispa, & Tumbaco Harry Luna Aveiga, 2016)

Últimas investigaciones sobre los distintos tipos de silicona compatibles con impresión 3D. En primer lugar, en California podemos encontrar a ALT, una de las pocas empresas que han desarrollado un proceso completo de impresión 3D de silicona.

La impresión 3D con silicona ha pasado de ser una rareza a estar repentinamente casi en todas partes. La primera impresora 3D de silicona industrial fue construida por Wacker Chemie y presentada al mercado norteamericano el 15 de noviembre de 2016, pero la compañía ya tiene

varios competidores desarrollando sus propias impresoras 3D de silicona. El fabricante francés Sterne Elastomere presentó una impresora 3D de silicona el mes pasado, y ahora Advanced Life Technologies de California (ALT) LLC ha anunciado que están desarrollando un proceso de fabricación aditiva también basado en la silicona. («Professional 3D Printing Services», 2016)

CELLINK es la primera empresa de bio-tinta en el mundo y también es el creador del primer Bioinvestigador universal del mundo. Esto abre la oportunidad para que los científicos impriman en 3D usando cualquier tipo de células. CELLINK también ofrece una amplia gama de bio-tintas para diferentes aplicaciones. Una bio-tinta es un biomaterial de hidrogel (Polímero hidrofílico) que es adecuado para bioprinting y proporciona un soporte temporal a las células mientras producen su propia matriz extracelular. («3D Bioprinting ~ Bioprinting ~ 3D Printed Organs and Tissues CELLINK», 2017a)

1.2 Justificación

El desarrollo de un método de impresión 3D utilizando polímeros hidrofílicos, puede abrir las puertas a la investigación y desarrollo de bioimpresoras, marcando un antecedente con el cual futuros proyectos puedan apoyarse. Ya que como se ha expuesto anteriormente, en el país casi no se ha dado ningún paso con respecto al tema. De hecho, han sido pocas instituciones las que han incursionado en el campo médico que puede abarcar la impresora 3D. Tal es el caso de la empresa Innova 3D en Guayaquil, la cual fabrica prótesis y biomodelos didácticos o la Espol, la cual busca un material resistente que pueda suplir a los huesos. (Espinoza, 2017).

Los alcances que puede tener el desarrollo de impresoras 3D que utilicen polímeros hidrofílicos a más de posibilitar la futura creación de órganos a medida, está en el área preparatoria médica. El fundador de Helguero 3D y profesor de la Espol Gabriel Helguero (2017) destaca:

La impresión 3D nos ofrece la posibilidad de que el médico pueda planificar una operación, no con una imagen, sino con un modelo físico exacto (sea de un órgano, de un hueso) en el que pueda ensayar las decisiones que tomará en la cirugía. Esto permite ahorrar dinero, tiempo en el quirófano y riesgos.

Observando el amplio marco de posibilidades que abarca el desarrollo de esta tecnología es imperioso que avance la investigación junto con una correcta formación académica para que así Ecuador se sume a esta tendencia ya que, como expone Auz (2017): “Si nos comparamos con otros países, en esta área aún estamos muchos años atrás.”

Si bien el presente proyecto no pretende desarrollar una bioimpresora 3D que fabrique órganos funcionales, ya que como se expuso anteriormente el tema se encuentra en el campo experimental en varios países, lo que se desea es acrecentar la investigación con respecto al tema y principalmente buscar o desarrollar un material biocompatible con el cual se pueda trabajar a futuro como sustrato para las células vivas y un método de impresión 3D con el cual trabajarlo.

1.2 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Investigar, diseñar e implementar un prototipo de impresora 3D para la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Investigar los tipos de polímeros hidrofílicos, basándose en proyectos relacionados con bioimpresión, para utilizarlos como material de trabajo en la impresora 3D.
- Recopilar información acerca de los métodos o mecanismos de impresión 3D, considerando el tipo de material que usan, a fin de optar por el idóneo para el polímero hidrofílico.
- Diseñar el sistema mecánico adecuado para el prototipo de impresora 3D valiéndose de la selección de materiales, aplicabilidad y disponibilidad en el mercado de los mismos, para su posterior implementación.
- Diseñar un sistema electrónico considerando los requerimientos del proyecto, para que el mecanismo de impresión del polímero hidrofílico sea controlado.
- Implementar el sistema mecánico y el sistema electrónico, verificando que sus elementos armonicen para que de esta manera el prototipo cumpla con los requerimientos adecuadas para su uso.
- Realizar pruebas y analizar resultados, verificando los parámetros para un correcto funcionamiento del prototipo, con el fin de retroalimentarlos para obtener un producto funcional.

1.4 Hipótesis

¿La investigación, diseño y la implementación de un prototipo de impresora 3D permitirá la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos?

1.5 Variables e Indicadores

Variables Independientes: Prototipo de impresora 3D

Variables Dependientes: Formas tridimensionales, Polímeros hidrofílicos

CAPÍTULO II

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

2.1 ¿Qué es la impresión 3D?

La impresión 3D es también conocida como “manufactura aditiva” es un método utilizado para crear objetos físicos a partir de diseños digitales. Las impresoras 3D construyen objetos a partir de varias capas muy finas de material, el depósito del material para la formación de las capas depende del tipo de impresora, así como del material que la misma utilice.

Las impresoras 3D han sido usadas por décadas en la industria. Muchos fabricantes utilizan impresoras grandes y rápidas llamadas de máquinas de prototipado rápido, para crear moldes y maquetas. En los últimos años el hardware barato y el creciente interés por los aficionados a impulsado un rápido crecimiento de las impresoras 3d de grado de consumo. (Matthew B. Hoy, 2013, p. 4)

2.2 Origen de la impresión 3D

Se origina en la década de los 80's se basa en el desarrollo de tres tecnologías que buscan un mismo objetivo que es la fabricación de objetos tridimensionales, pero con diferentes procesos, estas tecnologías hoy constituyen un base fundamental de conocimiento científico para lo que hoy conocemos como impresión 3D, es así que tenemos las siguientes: SLA que es desarrollada en la Universidad de Colorado por Charles Hull en 1984, SLS en la Universidad de Texas por Carl

Deckard , Joe Beaman y Paul Forderhase en 1987 y FDM desarrollado por Scott Crump y su esposa a Lisa Crump en 1988.

2.2.1 El origen de SLA

Hull es el inventor de la Estereolitografía (SLA), una tecnología de fabricación aditiva, también conocida como fabricación óptica o foto solidificación. Chuck Hull es cofundador y vicepresidente ejecutivo de la empresa 3D Systems, junto con Doug Neckers son los pioneros que patentar la tecnología de Hull en 1986 la misma que daría el inicio a la nueva era de la impresión 3D.



Figura 1. Primera impresora 3D con tecnología SLA
Fuente:(My 3D Concepts LLC, 2017)

SLA es un proceso de construcción de estructuras 3D desde un diseño computarizado. Varias capas delgadas de resina líquida de fotopolímeros UV-curable las mismas que son curadas una sobre otra, se utiliza un láser UV para trazar y solidificar los diferentes patrones, de esta manera, se ocasiona que una capa se adhiera a la capa de abajo. Después de patentar el proceso de fabricación 3D, Hull crea 3D Systems con el cual logra comercializar el primer sistema de prototipado rápido por medio de un software CAD. (SPIE Professional, 2013)

2.2.2 El origen de SLS

Carl Deckard en 1984 tiene la idea de usar un rayo láser o de electrones para fundir partículas de polvo las cuales darán origen a un sólido, este tema lo usa como proyecto de final de carrera en la universidad, con la ayuda del profesor asistente Joe Beaman los dos ponen en marcha la realización del proyecto, a su vez Beaman ve el gran potencial que tiene Deckard y lo acepta ese mismo año en su programa de maestrías.



Figura 2. Joe Beaman y Carl Deckard
Fuente: (Hod Lipson & Melba Kurman, 2014, p. 27)

En 1986 nace “Betsy” la primera impresora con tecnología SLS de la mano de Carl Deckard y Joe Beaman, Deckard llenó una pequeña caja con polvo a mano usando un dispositivo similar a un salero mientras una computadora hacía funcionar el escáner sobre la mesa. Las primeras partes que salieron de esta máquina fueron solo trozos de plástico para demostrar que la idea tenía validez. (Ashley Lindstrom, 2016)

En octubre de 1986, Paul F. McClure se reúne con Deckard para empezar a comercializar la tecnología que desarrollo (SLS) para lo cual, en conjunto con el departamento de investigación de la Universidad de Texas, fundan la primera empresa de SLS llamada Nova Automation.

2.2.3 El origen del FDM

Scott Crump es el creador de método FDM de impresión 3d a finales de los años 80, este proceso de impresión surge mientras crea un juguete para su hija, el proceso de creación de este juguete consiste en realizar varias capas con una pistola de pegamento; a partir de ese instante surge la idea de implementar un sistema robótico 3d (xyz) para automatizar el proceso y hacerlos más eficiente.

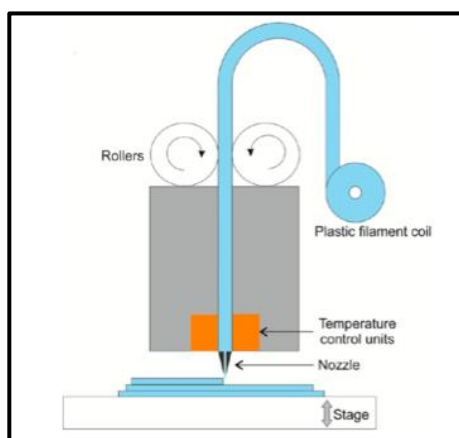


Figura 3. Funcionamiento de una impresora 3D basada en FDM

Fuente:(Gross, Erkal, Lockwood, Chen, & Spence, 2014, p. 4)

Al patentar esta tecnología comienza la compañía Stratasys en 1988. El software que proporciona esta tecnología genera automáticamente las estructuras de apoyo si es necesario. La máquina suministra el material, uno para el modelo y otro una estructura diferente para formar un soporte desechable. El FDM es considerado el precursor de las impresoras de escritorio actuales. (José Noguera, 2014, p. 2)

2.3 Uso de las impresoras 3D

El uso de las impresoras 3D está siendo aplicado en diferentes áreas tales como, manufactura, medicina, farmacéutica, prótesis, aeroespacial, industria alimenticia, etc. Existe una gran variedad de usos para las impresoras 3D en la actualidad, pero como las más importantes y novedosas que se ha realizado en la historia podemos destacar las siguientes:

En Inglaterra un técnico escanea los pies y tobillos de los velocistas olímpicos e ingresa los datos a la computadora la cual hace unos cálculos rápidos, el técnico 3D imprime zapatos de pistas, los mismos que son adaptados para cada cuerpo único de los atletas en forma y peso, forma de andar y gusto. Por otro lado, la NASA cuenta con un prototipo de pruebas del Mars Rover el cual está ubicado el desierto de Arizona. A bordo del Rover hay varias piezas de metal impresas en 3D a medida. Estas tienen formas y curvas complicadas de fabricar de manera convencionalmente, es por ello que la única forma de hacerlas es con una impresora 3D. En Japón una madre quiere hacer un último recuerdo de su primer ultrasonido, su doctor edita su imagen de ultrasonido e imprime en 3d una réplica precisa y altamente detallada del feto. (Hod Lipson & Melba Kurman, 2014, p. 7)

2.4 Tipos de impresoras 3D

2.4.1 Procesamiento digital de luz (DLP)

La tecnología DLP es inventada en 1987 por Larry Hornbeck de Texas Instrument. Esta tecnología usa una red eléctrica de microespejos controlados por ordenador dispuestos en un molde sobre un chip semiconductor. Estos diminutos espejos se inclinan hacia adelante y hacia atrás.

Cuando un espejo está inclinado, refleja la luz, lo que refleja un píxel brillante. Mientras que, si el espejo está inclinado hacia el lado opuesto, el píxel se volverá oscuro. Este tipo de tecnología se usa en proyectores de películas, teléfonos móviles y también para la impresión en 3D. Uno de los beneficios que presenta para la impresión 3D es su velocidad: puede imprimir capas en un instante. (Bulent Yusuf, 2018)

Los tipos de impresoras 3D DLP son utilizadas principalmente en ámbitos profesionales y permiten fabricar piezas robustas con excelente resolución. También los amantes y aficionados de la impresión 3D están construyendo sus propias impresoras 3D basándose en la tecnología DLP utilizando haces de luz o incluso teléfonos inteligentes para endurecer la resina.

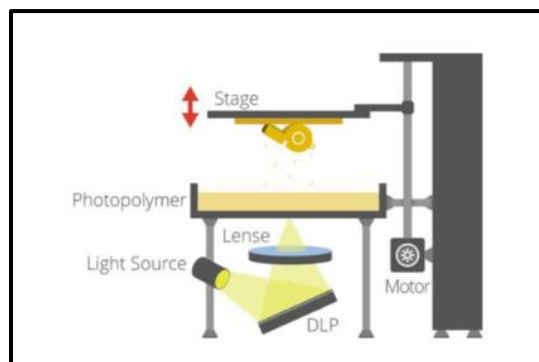


Figura 4. Principio de funcionamiento del DLP
Fuente: (Inés Valls Pepió & David Blay Pozo, 2018)

2.4.2 Fusión selectiva por láser (SLM)

La tecnología de fusión selectiva por láser es considerada como una subcategoría del tipo de impresora 3D SLS. La tecnología SLM usa un rayo láser de alta potencia para fundir completamente polvos metálicos transformándolos en piezas sólidas tridimensionales. Los materiales típicos utilizados en estos tipos de impresoras 3D son: acero inoxidable, aluminio,

titanio y cromo-cobalto. La tecnología SLM se utiliza en la industria aeroespacial o de la ortopedia para crear piezas con geometrías complejas y estructuras de paredes delgadas, con canales ocultos o espacios vacíos. (Bulent Yusuf, 2018)

2.4.3 Modelado por deposición fundida (FDM)

La tecnología FDM es el método de impresión 3D más común en impresoras 3D de escritorio. El filamento termoplástico se calienta y se extruye en coordenadas de X e Y a través del cabezal de extrusión, mientras que la superficie de impresión va bajando el objeto capa por capa en la dirección Z.

De este modo el objeto se imprime de abajo hacia arriba. Si se diera el caso de que un modelo tuviera partes que sobresalen, necesitará estructuras de soporte que se puedan quitar una vez que la impresión haya finalizado. Este tipo de impresora 3D es una manera rentable de desarrollar un producto y de crear de forma rápida prototipos en los sectores de pequeñas empresas y la educación, ya que es capaz de fabricar piezas robustas de manera eficiente y rápida. (Bulent Yusuf, 2018)

2.4.4 Estereolitografía (SLA)

Esta tecnología funciona mediante la exposición de una capa de resina líquida fotosensible a un rayo láser UV para que se endurezca y se solidifique. Una vez que el láser recorre una capa de resina en el patrón deseado, este comienza a endurecerse. Acto seguido, la plataforma de impresión del modelo, situada en el tanque líquido de la impresora, baja una capa y el láser comienza a formar la siguiente capa. Cada capa se construye sobre la anterior.

Al igual que en la tecnología de impresión 3D FDM, los objetos con partes sobresalientes impresos con estos tipos de impresoras 3D, necesitarán estructuras de soporte. Una vez completada la impresión, el objeto debe enjuagarse con un disolvente. En ocasiones también se hornea en un horno UV para finalizar el procesamiento.

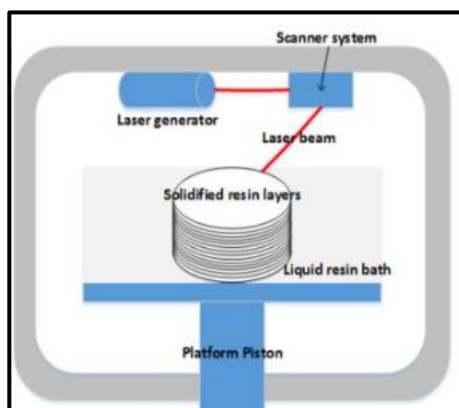


Figura 5. Principio de funcionamiento del SLA

Fuente: (Xu, Wang, Sandler, Willför, & Xu, 2018, p. 9)

La tecnología SLA crea objetos con superficies lisas y mucho detalle. Es cada vez más popular en sectores como la joyería y la odontología cosmética para la creación de moldes maleables. La producción de interfaz líquida continua (CLIP) podría ser la próxima gran novedad en el tipo de impresión 3D SLA. Para esta tecnología de impresión 3D también se necesita resina y un rayo ultravioleta. La principal diferencia radica en una membrana permeable al oxígeno que se encuentra debajo de la resina, lo que agiliza mucho el proceso. Los creadores de esta innovadora tecnología afirman que pueden imprimir objetos 3D hasta 100 veces más rápido. Las primeras impresoras 3D con tecnología CLIP ya están en fase de prueba. (Bulent Yusuf, 2018)

2.4.5 Sinterizado selectivo por láser (SLS)

La tecnología SLS (por sus siglas en inglés) es similar a la SLA, pero la principal diferencia está en que este tipo de impresora 3D utiliza material en polvo en el área de impresión en lugar de resina líquida. Se usa un láser para sinterizar selectivamente una capa de gránulos que une el material para crear una estructura sólida. Cuando el objeto está completamente formado, se deja enfriar en la máquina antes de retirarlo.

El SLS es ampliamente utilizado para el desarrollo de productos y la creación rápida de prototipos orientados a industrias comerciales. Asimismo, es útil para la fabricación de productos finales de uso limitado, como piezas usadas en el sector industrial (por ejemplo, piezas de maquinarias). Los materiales utilizados en el SLS pueden variar desde nailon, vidrio y cerámica hasta aluminio, plata e incluso acero. (Bulent Yusuf, 2018)

2.5 RepRap

2.5.1 Origen del RepRap

En 2005, surge el proyecto RepRap en la Universidad de Bath (Reino Unido) con el objetivo de abaratar los costes de la impresión 3D. Esta iniciativa dio lugar a la popularización de dichas máquinas, ya que los precios de dichas impresoras se redujeron hasta estar en torno a los 1000 dólares.

Uno de los fundadores del proyecto RepRap, Zach Smith, creó en 2009 la empresa MakerBot cuyo objetivo era vender kits de impresoras 3D para que todo el mundo pudiera construirse una, por menos de 1000 dólares. A partir de ese momento, las impresoras de bajo coste

se han popularizado y ha surgido una industria alrededor de ellas. La aparición de esta nueva gama de impresoras permite a los centros educativos disponer de ellas y utilizarlas en su docencia. Por lo tanto, una vez superada la barrera del precio, es necesario disponer de metodologías y recursos docentes que nos permitan sacar partido de esta tecnología en nuestros entornos educativos. (de la Torre -Cantero, Saorín, Meier, Melián-Díaz, & Drago -Díaz Alemán, 2015)

RepRap tiene la forma de una impresora 3D libre capaz de imprimir objetos plásticos. Como muchas de las partes están hechas de plástico y RepRap imprime esas partes, RepRap puede auto-replicarse haciendo un equipo de sí misma, un equipo que cualquier persona puede ensamblar si cuenta con el tiempo y los materiales. Esto también significa que si tiene un RepRap puede imprimir un sinnúmero de cosas útiles, y también puede imprimir una RepRap para un amigo.

El RepRap está disponible bajo la licencia GNU GPL. Esta licencia permite que podamos copiar, estudiar, distribuir y mejorar sus diseños y código fuente. Tomando como analogía la Teoría de la Evolución de Darwin, la comunidad que trabaja alrededor del proyecto puede mejorar los diseños actuales permitiendo que la máquina evolucione con el tiempo, de una manera incluso más rápida que los animales en la Naturaleza. (RepRap.org, 2016)

2.5.2 Primeras impresoras RepRap

Darwin: En febrero del año 2008, crean la primera impresora 3D, el modelo conocido como Darwin; nombre inspirado del creador de La Teoría de la Evolución, Charles Darwin, pues tienen como objetivo crear una sucesión de modelos que evolucionen más rápido que las especies de seres vivos. (Marco Esteban Illescas, 2012)

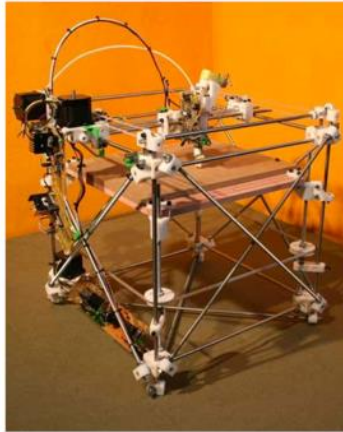


Figura 6. Impresora RepRap Darwin
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

Cupcake: En 2009 crean MakerBot Industries, dónde cualquiera puede comprar el material necesario para construirse un modelo de impresora que habían desarrollado en MakerBot, la denominada Cupcake; que costaba en total, incluyendo gastos de envío, alrededor de 835 USD.



Figura 7. Impresora RepRap Cupcake
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

Mendel: El siguiente hecho importante del Proyecto RepRap se da en octubre del año 2009, cuando terminan el diseño del modelo Mendel. Este nuevo modelo supone el mayor avance para

RepRap, pues consiguen una impresora 3D aún más compacta y fácil de montar y replicar que las que ya existían.



Figura 8. Impresora RepRap Mendel
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

Prusa Mendel: El principal modelo derivado del Mendel podemos decir que fue el Prusa Mendel. Este modelo es desarrollado por el ingeniero alemán Josef Prusa, y terminado en agosto del año 2010.

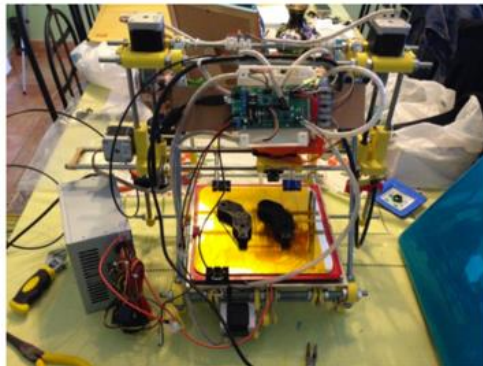


Figura 9. Impresora RepRap Prusa Mendel
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

En noviembre del año 2011, en menos de un año y medio desde que crearan el modelo Prusa Mendel, se hizo un taller en Colonia (Alemania) dónde se expuso la iteración 2 del modelo.

Esta segunda versión incorpora mejoras, como la incorporación de rodamientos lineales y el rediseño de algunas piezas estructurales, entre otros. Aunque realmente no supuso una gran innovación respecto al modelo Prusa Mendel original.



Figura 10. Impresora RepRap Prusa Mendel 2
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

Printrbot: El ingeniero estadounidense Brook Drumm concluyó en diciembre de 2011 un nuevo modelo de impresora 3D denominado Printrbot, que está llamado a ser la revolución de las impresoras 3D. Este modelo es aún más simple y fácil de montar que el modelo Prusa Mendel. Además, es expandible a lo largo de los tres ejes de movimiento, lo que significa que el tamaño de la impresora será personalizable por parte del usuario.

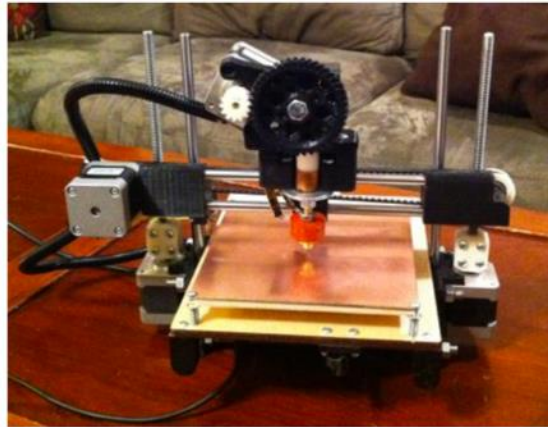


Figura 11. Impresora RepRap Printrbot
Fuente: (Marco Esteban Illescas, 2012)

2.6 Sistemas de extrusión 3D

2.6.1 Direct drive

Es un extrusor cuyo motor paso a paso está incluido y se traslada con el conjunto extrusor, es una de los sistemas más utilizados en todas más impresoras FDM. Estos sistemas suelen ser más lentos en movimientos del cabezal debido al exceso de peso, a pesar de esto son los más sensibles cuando el motor avanza o retrocede para una retracción de filamento. (Adam, 2017, p. 52)

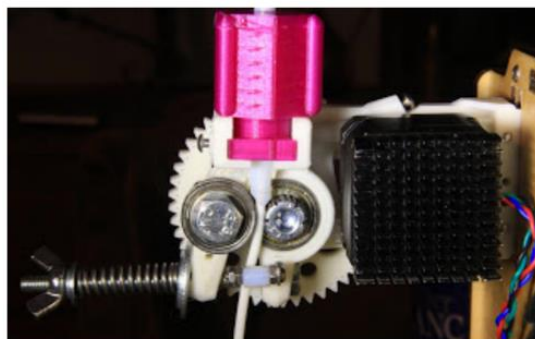


Figura 12. Sistema Direct Drive
Fuente: (Jeremie Francois, 2013)

2.6.2 Bowden

Este extrusor tienen se motor paso a paso separado del mismo este tipo de sistema son los menos utilizados. En general el motor se ensambla en la parte posterior de la impresora y tiene un tubo por el que pasa el filamento hasta el conjunto extrusor- Al ser este conjunto más ligero, permite movimientos muy rápidos volviendo a este tipo de impresoras mucho más rápidas que las que utilizan el sistema direct drive. El filamento necesita resistencia como para empujar desde el motor hasta la boquilla y que se produzca la extrusión del plástico. En estos sistemas las retracciones son menos precisas debido a la distancia entre motor y boquilla, de modo que a veces se producen pequeños goteos indeseados del pastico sobre el objeto. (Adam, 2017, p. 52)

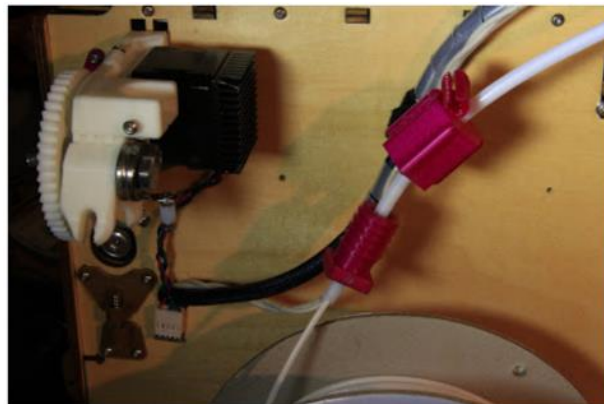


Figura 13. Sistema Bowden

Fuente: (Jeremie Francois, 2013)

2.7 Extrusores de biomaterial

2.7.1 Sistemas mecánicos

Tipo cremallera: Esta tecnología permite fabricar piezas por medio de la deposición de material a través de una jeringa. Se extruye el material empujando un émbolo con un motor paso a

paso a través de un tren de engranajes reductor los cuales se acoplan a la cremallera del embolo. Se parte de un modelo digital que se secciona en capas con un software de laminado digital. El cabezal realiza los movimientos necesarios para depositar el material de una capa, luego realiza un desplazamiento vertical y empieza la siguiente capa. El proceso se repite hasta realizar la pieza completa.

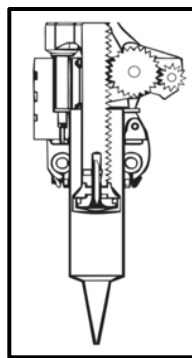


Figura 14. Extrusor tipo cremallera

Fuente: (José Marced Adriá, 2015, p. 20)

Tipo tuerca: El motor paso a paso transfiere el movimiento al eje roscado a través de un acople, el eje empuja a la jeringa la misma que contiene el material a extruir, mediante un software de generación de códigos G y la estructura necesaria para realizar una impresión 3D, este sistema imprime un sólido mediante la tecnología FDM.



Figura 15. Extrusor tipo tuerca

Fuente: (Evasent, 2013)

2.7.2 Sistema neumático

Este sistema consiste en empujar el material con la ayuda de la fuerza del aire comprimido, este sistema es alimentado a través de un compresor y el control de la salida del material se da mediante un electro válvula, en el conjunto de extrusión podemos contar por lo general con contenedores tipo jeringuilla los cuales se conectan al juego de mangueras neumáticas a través de conectores tipo bowden.

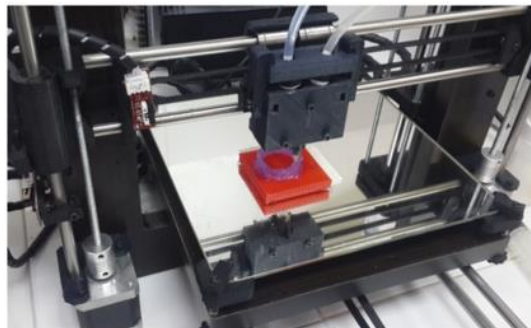


Figura 16. Extrusor con sistema neumático
Fuente: (Sergio Katz, 2016)

2.8 Polímeros

La palabra polímero viene del griego polys (muchos) y meros (partes o segmentos) está constituido por macromoléculas resultantes de la unión, por medio de enlaces covalentes (enlace entre dos elementos no metales), de otras más sencillas llamadas monómeros. Los monómeros se combinan de extremo a extremo para formar un polímero, razón por la cual son sustancias de elevado peso molecular, desde miles a millones de gramos/mol. (Aravena & Rojas, 2005)

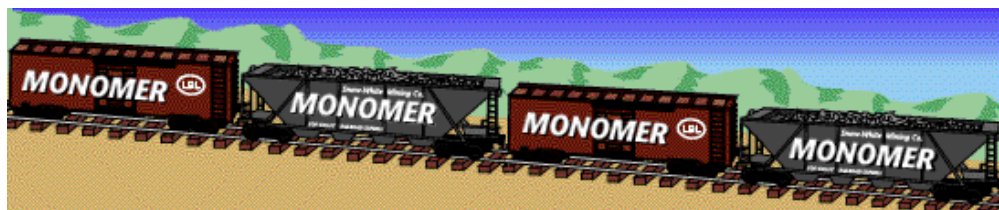


Figura 17. Analogía entre un polímero y un tren

Fuente: (LBNL - KEVLAR--CLUE #1, s. f.)

Se dividen en polímeros biológicos y no biológicos, siendo ambos de gran importancia. Los primeros son esenciales para la vida misma, incluso proporcionan gran parte de los alimentos de los cuales se alimenta el hombre. Como ejemplo encontramos a las proteínas. Sin embargo, el polímero utilizado en este trabajo se encuentra dentro de la categoría no biológico, por lo cual estos serán el objeto de estudio y más específicamente el polímero hidrofílico “Carbopol”.

Las cadenas poliméricas no poseen una longitud y distribución de pesos moleculares única o definida, cada molécula difiere de otras dependiendo de la extensión de la cadena la cual está dada por la cantidad de unidades que se repiten en la misma. A esto se le llama grado de polimerización. El peso molecular del polímero es el producto del peso molecular del monómero por el grado de polimerización. La mayoría de los polímeros utilizados para plásticos, fibras o cauchos poseen un peso molecular entre 10.000 a 1'000.000 de Umas o daltons. (Billmeyer, 1975)

A fin de tener claro cómo se forma un polímero se expone el ejemplo del polietileno ($[C_2H_4]_n$), el cual se lo utiliza para bolsas de plástico, envases, y demás. Este polímero se forma a partir del etileno (C_2H_4), el cual a su vez se obtiene de gases como el gas natural que contiene etano (C_3H_8), del cual se puede obtener el etileno (monómero del polietileno). La molécula de etileno está formada por 4 átomos de hidrógeno y 2 de carbono por medio de enlaces covalentes, con un doble enlace para los átomos de carbono, a fin de cumplir la regla del octeto. Estas moléculas

forman el polietileno por medio de un proceso llamado polimerización por adición, el cual se lo detallará más adelante, como se muestra en la figura 18.

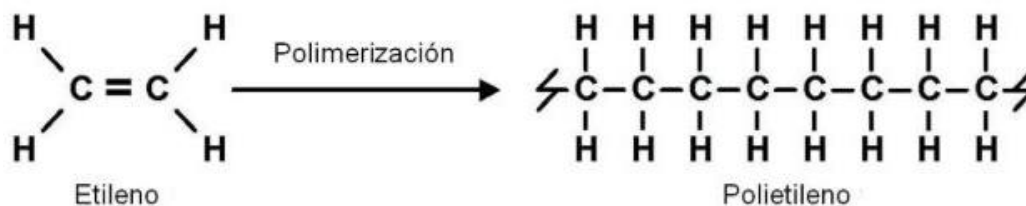


Figura 18. Formación del polietileno
Fuente: (Cedrón, Landa & Robles, 2011, p. 2)

2.8.1 Características generales de un polímero

- Reactividad química baja, esto permite el contacto de los mismos con alimentos sin riesgo alguno
- Punto de fusión bajo, lo cual permite procesarlo fácilmente para darle forma.
- Baja densidad, los hace útiles en industrias como la automovil por ser productos ligeros.
- Pobre conductividad eléctrica y térmica, permitiendo usarlos como aislantes. (Cedrón, Landa & Robles, 2011)

2.8.2 Clasificación de los polímeros

Considerando que los polímeros pueden ser clasificados de maneras distintas en función de sus parámetros, comportamientos y criterios. Se agrupan en diferentes clases según su estructura, su origen, su comportamiento térmico y según la unión de sus monómeros, con lo cual podemos escoger una de estas dependiendo de la aplicación.

Según su origen: pueden ser naturales, semisintéticos y sintéticos.

- Polímeros Naturales están en la naturaleza. Ejemplo: biomoléculas.
- Polímero semisintético, obtenido previo al procesamiento de un polímero natural. Ejemplo: caucho vulcanizado.
- Polímero sintético, Se los obtiene haciendo reaccionar al monómero industrialmente. Ejemplo: polietileno, nylon. (Billmeyer, 1975)

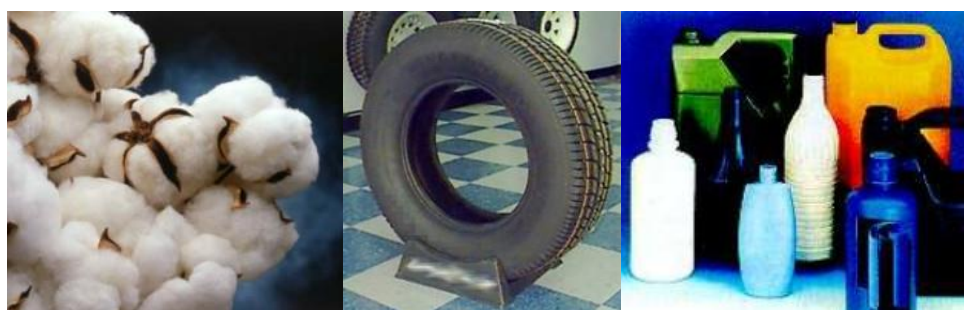


Figura 19. Polímeros natural, Semisintético y sintético
Fuente: (Querelle, 2015)

Según su estructura: Esta depende de la morfología de las cadenas que componen al polímero, pudiendo estas ser lineales, ramificadas y entrecruzadas. Cabe mencionar que el termino polímero ramificado no hace referencia a polímero lineales con grupos laterales en la estructura del monómero.

- Lineal: Formada a partir de la sucesión de monómeros a lo largo de una sola dirección, como ejemplo está el mencionado anteriormente, polietileno.
- Ramificado: Posee ramificaciones en la cadena principal y causa de esta configuración se puede tener una disminución en la cristalinidad del polímero. Por otro lado, estos son menos solubles que sus homólogos lineales
- Entrecruzado: Este puede ocurrir durante el proceso de polimerización o por medio de reacciones químicas posteriores al mismo y se lo utiliza para adicionar buenas

propiedades de elasticidad a ciertos elastómeros, de igual manera para proporcionar mayor rigidez y estabilidad dimensional a los termoplásticos. Es un material insoluble. (López F., 2004)

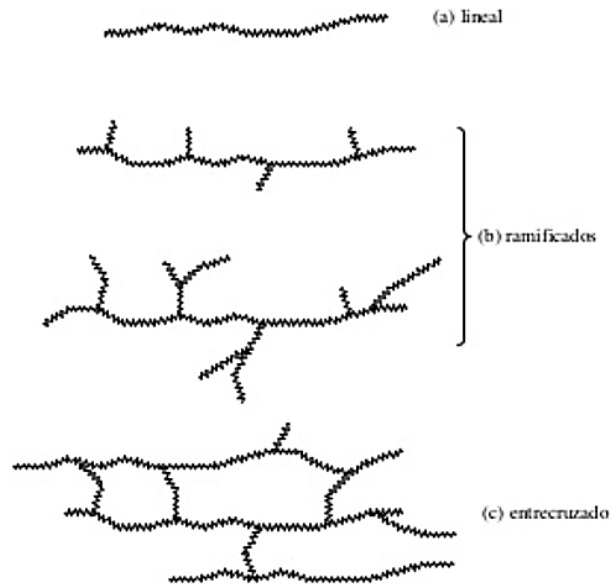


Figura 20. Estructura esquemática de polímeros lineales, ramificados y entrecruzados
Fuente: (López F, 2004, p. 28)

Según su comportamiento térmico: Pueden ser termoplásticos y termoestables.

- Termoplásticos, pueden ser moldeados al calentarse y reciclados fácilmente. Ejemplo: polietileno, polipropileno.
- Termoestables, se descomponen al calentarse. Ejemplo: baquelita. (Cedrón, Landa & Robles, 2011)

Según la unión de sus monómeros: Un polímero puede estar constituido solamente por uno o hasta 2 monómeros distintos, a este último se lo llama copolímero, y según el orden de los mismos se puede combinar propiedades de ambos monómeros en una misma estructura.

- Homopolímero, Cuando el polímero está constituido por un solo tipo de monómero.
- Copolímero alternado, los monómeros se repiten uno a continuación de otro.
- Copolímero en bloque, cada tipo de monómero se agrupa en un sitio de la molécula.
- Copolímero al azar, no existe orden en la aparición del monómero. (Cedrón, Landa & Robles, 2011)



Figura 21. Esquemas del homopolímero y copolímero

Fuente: (Cedrón, Landa & Robles, 2011, p. 2)

2.8.3 Polimerización

La polimerización es el proceso por el cual se enlazan entre sí una gran cantidad de monómeros de bajo peso molecular para formar moléculas mucho más pesadas llamadas polímeros. Existen 2 procesos de polimerización: adición y condensación. Por lo tanto, tenemos polímeros por condensación y polímeros por adición.

Polímeros por adición: Los monómeros se unen entre sí, de tal manera que todos sus átomos forman parte del polímero final. Un ejemplo de este es la formación del polietileno, mostrado

anteriormente, donde por medio de un catalizador (Peróxido Benzoico) se forzaba la formación de radicales libres con sus respectivos electrones non. (Cedrón, Landa & Robles, 2011)

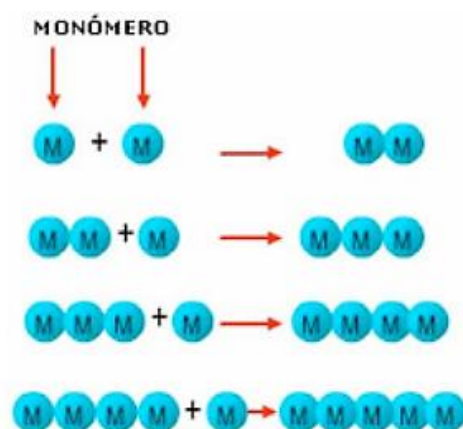


Figura 22. Esquemas polimerización por adición

Fuente: (Educarchile, 2018)

Este conjunto, radical-electrón, por su propia naturaleza, busca unirse con el monómero y así reformarlo químicamente hasta convertirlo en la unidad repetitiva del polietileno. El electrón non del radical libre busca formar una pareja, y lo consigue valiéndose de los electrones sueltos del etileno en el doble enlace del carbono, convirtiendo el doble enlace en uno simple y a su vez constituyéndose a sí mismo como un radical libre más, que buscará unirse por medio de su electrón suelto a otra molécula (monómero) para formar enlaces y, como hizo anteriormente, encontrará dicho electrón en otro enlace de otra molécula de etileno.

Polímeros por condensación: En esta no todos los átomos del monómero van a formar parte del polímero final, de hecho, para que estos se unan es necesario que una parte de ellos se pierda. Tal es el caso del Nylon en el cual el ácido adípico y la hexametildiamina se unen para formarlo, pero para ello, el ácido adípico pierde un grupo OH, mientras que la hexametildiamina

pierde un átomo de hidrógeno. Posteriormente estos átomos se unen produciendo agua y, a su vez, la unión de los monómeros. (Cedrón, Landa & Robles, 2011)

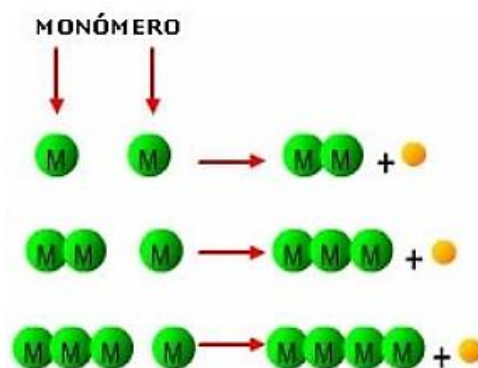


Figura 23. Esquemas polimerización por adición
Fuente: (Educarchile, 2018)

2.8.4 Polímero Hidrofílico

Un polímero hidrofílico es aquel que tiene la capacidad de captar agua con cierta facilidad. Generalmente están constituidos por moléculas orgánicas de cadena larga, reticuladas y de peso molecular elevado. (Kazanskii y Dubroskii, 1991, pp. 97-133). Un ejemplo de estos son los polímeros hidrofílicos a base de poliacrilamida los cuales son altamente absorbentes e insolubles en agua. De acuerdo con Barón A. et al., (2007) al contacto con agua

Esta se desplaza hacia el interior de las partículas de polímero y a medida que el agua se difunde la partícula incrementa su tamaño y las cadenas poliméricas se mueven para acomodar las moléculas de agua; simultáneamente, la presencia de puntos de entrecruzamiento evita que las cadenas en movimiento se separen y por tanto se disuelvan en el agua. (pp. 35-44)

La gran importancia de los polímeros hidrofílicos, desde un punto de vista científico y práctico, es reconocido ampliamente puesto que estos son utilizados en aplicaciones tecnológicas como: agentes floculantes para la purificación de agua (López-Elías, O, L, L, & L, 2016), en la extracción y concentración de metales (Pizarro G., 2004), en la estabilización de algunos fermentos (López T. et al., 2010), y demás.

2.8.5 Carbómero Carbopol

También llamado Carbómero, Carboxipolimetileno, Carpoleno, Polímero carboxivinílico, el Carbopol es un polímero hidrofílico reticulado (de enlaces cruzados) del ácido acrílico, con un peso molecular elevado. Sin los enlaces cruzados el polímero podría ser una colección de cadenas poliméricas lineales entrelazadas física pero no químicamente. (Carbomers, 2013)

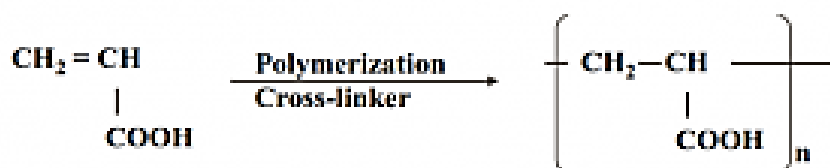


Figura 24. Polimerización de enlaces cruzados del Carbopol
Fuente: (Carbomers, 2013)

El Carbopol es un polímero sintético de carácter aniónico que da lugar a dispersiones en medio acuoso y posee distintos solventes orgánicos. Existen diferentes tipos de Carbopol, pero los más utilizados son el Carbopol 934 y 940. Existen otros que llevan la letra P al final del número, lo que significa que su pureza es elevada pudiendo ser incluso aptos para la vía oral. Ejemplo: Carbopol 934P aglutinante en los comprimidos. (Acofarma, s. f.) También se los utiliza como material súper absorbente en pañales desechables. (Carbomers, 2013)



Figura 25. Carbopol 934P como aglutinante en comprimidos
Fuente: (Medicamentos, 2017)

Fórmula molecular: $[-CH_2 - CH(COOH) -]_n$

Peso Molecular: aproximadamente entre 700.000 a 4.000'000.000 Daltons. Se ha estimado en 104.400 para el Carbopol 940. (Acofarma, s. f.)

Datos físico químicos: Polvo Blanco o casi blanco, esponjoso, se incha en agua y otros disolventes polares. Neutralización en disoluciones de hidróxido de sodio, neutralizada la dispersión es soluble en agua, alcohol y glicerina. Punto de fusión aproximado en 260°C (Se descompone a los 30 minutos). Tamaño de la partícula de carbopol de 3 a 7 micrones. (Acofarma, s. f.)

Gel carbómero: Transparente, muy viscoso con algo de aire incorporado, olor ligero y pH aproximado de 5,8.

Propiedades y usos: El Carbopol puede absorber hasta cien veces su peso en agua dando lugar a geles de gran viscosidad, puede ser utilizado como agente emulsificante, viscosizante, suspensor y gelificante, en fórmulas como soluciones, cremas, geles y pomadas que pueden

administrarse por vía oftálmica, rectal, y tópica. Los geles de Carbopol admiten hasta un 30-40% de alcohol máximo en sus formulaciones. Como gel es termoestable. Con una formulación de gel fluido, se lo utiliza como gotas artificiales para el tratamiento del ojo seco. Son de utilidad en la formulación de medicamentos de acción prolongada. Gel conductor de ultrasonido o gel de contacto para ultrasonido.

Incompatibilidades: Sustancias catiónicas, electrolitos y iones metálicos (sobre todo calcio, sodio, aluminio, zinc, hierro y magnesio), ácidos o bases fuertes (pH menor a 6 o mayor a 9-11), fenol, resorcina y radiaciones UV. (Acofarma, s. f.)

2.9 Estado del arte bioimpresoras

Bio X printer de Cellink

Bio X es una bioimpresora 3D, la cual es capaz de imprimir tejidos celulares de diferentes tipos, pero de las más se destacan son los cartílagos dado que con los mismo se puede llegar a imprimir partes del cuerpo humano tales como orejas y narices. El proceso de impresión es extruir un material que tiene una mezcla de una material de aporte el cual sirve como una cámara de estructura para que el segundo componente el cual son células se puedan desarrollar y tomen forma de mismo. (CELLINK, 2017)



Figura 26. Bio X printer
Fuente: (CELLINK, 2017)

RX1 Bioprinter de Aspect biosystems

Tiene una amplia aplicabilidad y permite la producción de tejidos humanos diseñados a medida para múltiples aplicaciones en las ciencias de la vida. Estas aplicaciones incluyen modelos preclínicos de enfermedades para el desarrollo de fármacos y terapias clínicas de tejidos para medicina regenerativa. Colaboran con las compañías farmacéuticas y de biotecnología para desarrollar tejidos humanos con impacto biológico y comercial. (Aspect biosystems, 2017).



Figura 27. RX1 Bioprinter
Fuente: (Aspect biosystems, 2017).

Biogel de BiogelX

Biogelx ayuda a la migración, diferenciación, supervivencia e integración de células madre. La rigidez de la matriz del gel determina el destino celular, favoreciendo los geles suaves al desarrollo de las células de los tejidos blandos (por ejemplo, neuronal, adiposo) y geles rígidos que favorecen al desarrollo de linajes rígidos del tejido (por ejemplo, hueso, cartílago). (Biogelx, 2018)

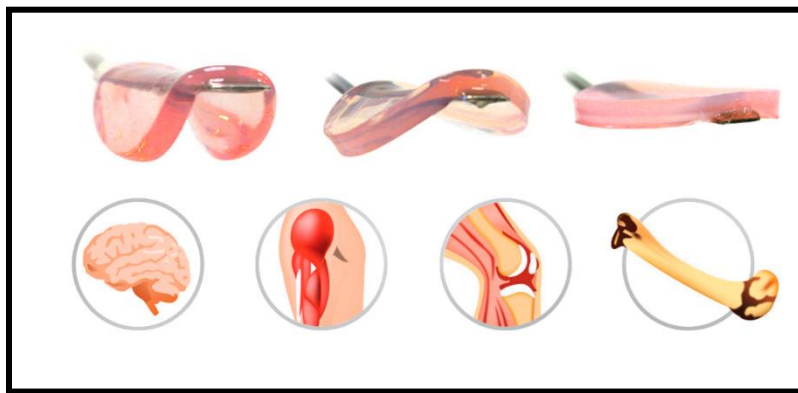


Figura 28. BiogelX
Fuente: (Biogelx, 2018)

CAPÍTULO III

DISEÑO Y SELECCIÓN DE COMPONENTES DEL SISTEMA MECÁNICO Y ELECTRÓNICO

En este capítulo se detalla el diseño y selección de componentes a conformar los sistemas mecánico y electrónico del prototipo de impresora. De igual manera la determinación del compuesto polimérico a utilizar como material de trabajo para impresión tomando en cuenta sus características y disponibilidad en el mercado. En primera instancia se define el o los compuestos a adicionar para conformar el polímero hidrofílico biocompatible, por medio de ensayos, para modificar sus características y así pueda ser utilizado de la mejor manera en impresión 3D. Seguidamente se selecciona un medio/herramienta de impresión “convencional” que sirva como base de funcionamiento para la impresión del polímero. Posterior a esto se procede con el diseño y elaboración del extrusor y su sistema de accionamiento para finalizar con el control electrónico del mismo.

3.1 Selección del polímero hidrofílico

Opción 1: Carbopol EDT 2020

En un estudio realizado en la universidad de Florida- Estados Unidos y publicado por la revista Science, sobre la bioimpresión 3D (Bhattacharjee, Zehnder S., Rowe K., Jain S., Nixon R., Sawyer W. & Angelini T., 2015) se utiliza Carbopol EDT 2020 donde este actúa como matriz para la impresión de estructuras complejas que no serían capaces de realizarse con métodos convencionales de impresión 3D.

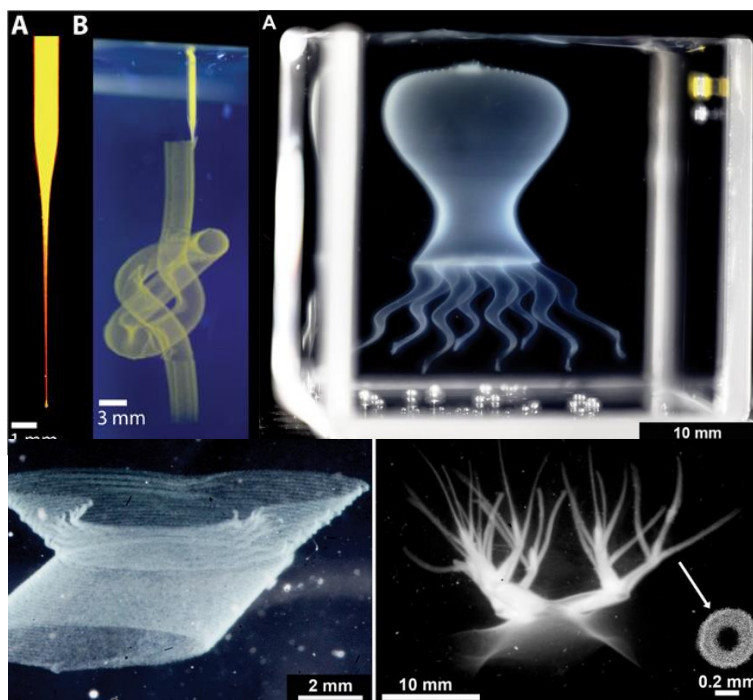


Figura 29. Impresión 3D en gel granular de Carbopol EDT 2020

Fuente: (Bhattacharjee et al., 2015)

La tinta es impresa dentro del gel, donde es atrapada, debido a que el gel se solidifica alrededor de la tinta y la mantiene en su lugar. “El medio de gel granular cede, fluye, y se autoalimenta local y rápidamente alrededor de la aguja de impresión en movimiento” (Bhattacharjee et al., 2015). Esto permite que se puedan crear estructuras complejas y se superan las limitaciones que se tienen con medios sólidos, donde los componentes móviles de la impresora puedan dañarse, y con medios líquidos que no permiten mucha complejidad en la impresión. El Carbopol EDT 2020 es un copolímero de ácido poliacrílico reticulado de polvo blanco y de fácil dispersión, diseñado especialmente para sistemas surfactantes (Elementos que reducen la tensión superficial)

Opción 2: Mezcla de Alginato de Sodio y Gelatina

En esta ocasión el estudio es realizado en Zhejiang University, Escuela de ingeniería mecánica, Zhejiang – China. (Yong He; FeiFei Yang; HaiMing Zhao; Qing Gao; Bing Xia & JianZhong Fub, 2016). Donde se estudió la armonización de los parámetros que intervienen en la impresión de polímeros hidrofílicos aplicada a bioimpresión, con el fin de que no existan defectos en las intersecciones, ángulos, estructuras 2D, 3D, ni errores de acumulación en la dirección Z de la impresión.

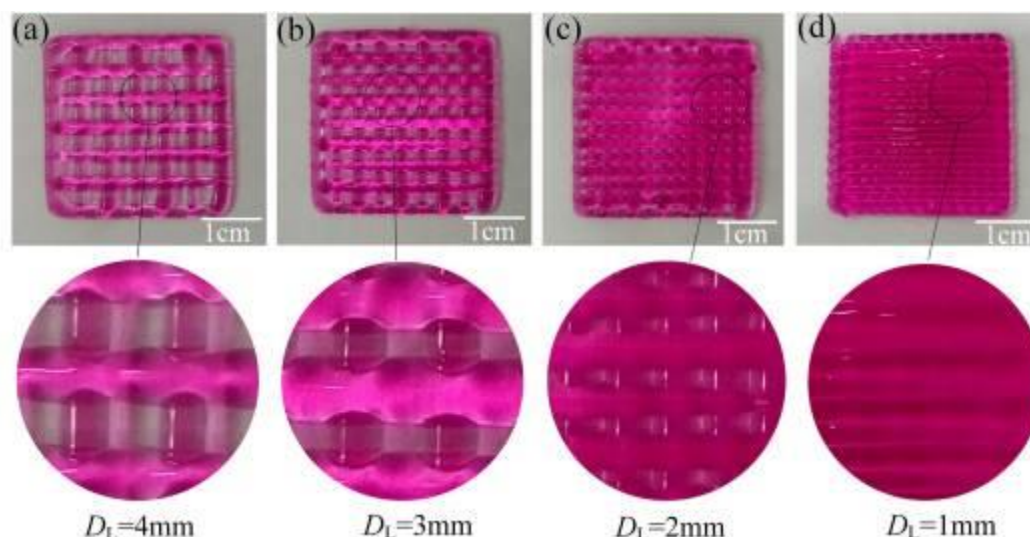


Figura 30. Celosías 2D impresas con diferentes distancias entre líneas (D_L)

Fuente: (Yong He et al., 2016)

El hidrogel utilizado es una mezcla de gelatina y sulfato de sodio (SA), el cual sirve como sustrato para las células, una vez impresa la estructura de hidrogel se lo sumerge en cloruro de calcio ($CaCl_2$) con el fin de que se produzca un entrecruzamiento polimérico del sulfato de sodio y así las células se acomodan y distribuyen de la mejor manera. La aplicación de este estudio fue exitosa ya que las células animales fueron encapsuladas en el hidrogel exitosamente y la mayoría de ellas continuaron con vida después de la impresión sin presentar mayores daños.

Aunque la impresión con este compuesto es factible, la disponibilidad en el mercado del sulfato de sodio es escasa, debido entre otras cosas al uso de la misma como aditivo para la preparación de metanfetaminas, (CICAD. p. 97). por lo que su adquisición es difícil.

Opción 3: Carbopol 940

Carbopol es un polímero hidrofílico biocompatible (Yusif, Hashim, Mohamed, & Rakhawy, 2016) con estructura molecular de enlaces cruzados de polvo blanco y fácil dispersión, formado a partir del ácido acrílico, con un peso molecular elevado. (Acofarma, s. f.) El Carbopol es comúnmente utilizado en cosmética como geles fijadores, dentífricos, en la industria farmacéutica como geles desinfectantes también puede ser utilizado como agente emulsificante, viscosizante, suspensor y gelificante, en fórmulas como soluciones, cremas y pomadas que pueden administrarse por vía oftálmica, rectal, y tópica.



Figura 31. Carbopol 940

Fuente: (Acofarma, s. f.)

Debido a la naturaleza de su estructura molecular en cadenas poliméricas entrecruzadas, lo hacen apto para servir de sustrato a las células vivas. Es inocuo y biocompatible, con una gran

facilidad para formar geles y alta capacidad para dispersarse en agua. Su disponibilidad en el mercado es amplia.

3.1.2 Criterios de selección del polímero hidrofílico

Para definir la mejor opción se utiliza la Matriz de Pugh, la cual es una herramienta cuantitativa que permite comparar multidimensionalmente varias opciones. Para esto se establece previamente los parámetros de interés o criterios a ser evaluados. Estos se colocan las filas de la matriz y las opciones como columnas. Se analizan criterio por criterio para compararlos con las demás opciones y determinar en cual, dicho criterio es superior, igual o inferior. Colocando los signos +, 0 y – respectivamente. Al final se realiza en cada columna suma o resta de los criterios para determinar que opción tiene el mayor resultado, la cual será la mejor opción. (Sejzer Raul, 2016). Aplicando este criterio a nuestras opciones se obtiene la siguiente tabla.

Tabla 1

Criterios de selección del polímero hidrofílico

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)		
	Opción 1	Opción 2	Opción 3
Estructura reticular	+	-	+
Versatilidad	0	0	0
Biocompatibilidad	+	+	+
Disponibilidad en el m.	-	-	+
Suma +	2	1	3
Suma 0	1	1	1
Suma-	1	2	0
Evaluación neta	1	-1	3

Los resultados de la matriz Pugh (tabla 1) indica que la mejor opción de polímero a utilizar como material de trabajo para la impresora es la opción 3 la cual posee ventaja sobre las otras de tener disponibilidad en el mercado, además de biocompatibilidad, versatilidad y estructura reticular como las demás.

3.2 Conformación del polímero biocompatible

A razón de que el Carbopol 940 es un polímero en polvo, que generalmente se lo mezcla con agua destilada u otros catalizadores para formar gel, se debe determinar que compuesto o grupo de compuestos químicos mezclar con este, a fin de que el polímero adquiera características favorables para su posterior “impresión”. Ya que como se definió anteriormente el polímero será extruido y debe tener un equilibrio entre fluidez, para pasar sin problema por el extrusor, y consistencia, para sostenerse a sí mismo como estructura impresa.



Figura 32. Polimerización del Carbopol 940

Este “equilibrio” al cual debe llegar el polímero es fundamental, ya que, si no se lo consigue, no se podrá imprimir formas con él. Haciendo inviable la hipótesis del presente trabajo. No obstante, también depende en gran medida de los parámetros inherentes a la impresión, como el avance, la distancia de la base al extrusor y la presión del aire.

Para conformar el compuesto adecuado se emplea una serie de ensayos en los cuales se varía con las proporciones y combinaciones de cada uno de los elementos químicos seleccionados (que se encuentran en el apartado 3.2.1) con el Carbopol 940. A partir de esto se determina datos de densidad, adherencia, consistencia, solidez y fluidez. En total se realizaron 12 ensayos.

3.2.1 Compuestos químicos y materiales utilizados en los ensayos

Se ha considerado varios compuestos químicos que pueden combinarse con un gel carbómero (Carbopol 940), estos son: Cloruro de Calcio (*Yong He et al., 2016*), Agua destilada (*Acofarma, s.f., p. 3*), Trietanolamina (*Acofarma, s.f., p. 3*) y ácido orgánico tricarbóxico. Estos se adicionarán al Carbopol en diferentes cantidades y combinaciones de ellos mismos hasta obtener las características deseadas. A continuación, se da una pequeña reseña de cada uno.

Cloruro de Calcio ($CaCl_2$): Es una sal inorgánica compuesta de calcio, metal alcalinotérreo y halógeno cloro. También llamado compuesto iónico de calcio y cloro, es altamente soluble en agua y deliquescente (absorbe moléculas de vapor de agua del ambiente). Su presentación farmacéutica viene como Cloruro de calcio al 10%. Se lo utiliza en la industria láctea, farmacéutica y alimenticia. Densidad: $2,15 \text{ g/cm}^3$. Solubilidad en agua: $74,5 \text{ g/10ml}$ ($20 \text{ }^\circ\text{C}$). Punto de ebullición: $2208,15 \text{ K}$ ($1935 \text{ }^\circ\text{C}$). (Pubchem, s. f.)

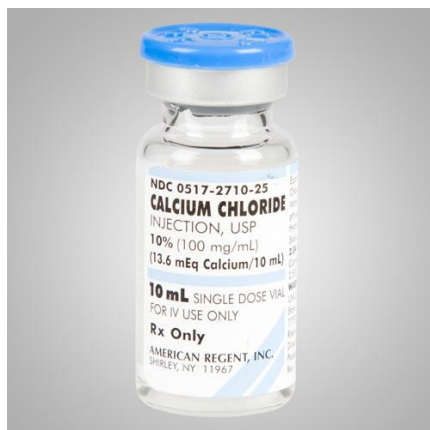


Figura 33. Cloruro de calcio al 10%

Fuente: (Greater Miami Valley EMS Council - Virtual Drug Bag - Calcium Chloride, s. f.)

Agua destilada: H_2O purificada a base de destilación.

Trietanolamina ($C_6H_{15}NO_3$): Compuesto químico orgánico. Posee un par de electrones solitarios en el átomo de nitrógeno, limpio, incoloro, higroscópico (atrae el agua), volátil, miscible en agua, soluble en cloruro de metileno, densidad: $1,12\text{ g/ml}$ (Acofarma, s.f.)



Figura 34. Trietanolamina

Fuente: (Acofarma, s.f.)

Ácido orgánico tricarbóxico ($C_6H_8O_7$): Polvo cristalino blanco, Posee 3 grupos carboxilos $-COOH$ que pueden perder un protón en las soluciones, antioxidante natural, aparece como un metabolito en los seres vivos. Riesgo de irritación en piel y ojos. (Muñoz A. et. al., 2014)

Los compuestos utilizados son inocuos, sin embargo, a causa de la morfología del carbopol 940 es conveniente (si se va a tener una exposición prolongada con este) utilizar gafas y mascarilla. Esto debido a que su presentación es en polvo con un tamaño de partícula de 3 a 7 micrones (Acofarma, s.f.), por lo tanto, es volátil y muy fácil de aspirar mediante respiración. El carbopol aumenta hasta 1000 veces su tamaño (Carbomers, 2013), por lo que un ingreso considerable de este podría ocasionar obstrucciones en los conductos respiratorios. Incluso podría causar complicaciones si llegan al cristalino de los ojos, ya que es hidrofílico como se dijo, a razón de absorber hasta 100 veces su peso en agua. (Carbomers, 2013)

3.2.2 Ensayo 1

Se conforma un polímero usando carbopol, agua destilada y trietanolamina. Las proporciones de cada compuesto se asumieron empíricamente basándose en experimentaciones anteriores con el Carbopol 940.

Nota: El polímero obtenido después de realizado cada ensayo será llamado en adelante “Polímero resultante”.

Proceso:

- Se preparan las porciones de cada compuesto químico. Para esto se utiliza una balanza electrónica, como se muestra en las figuras 36 y 38, capaz de medir masa de sólidos y líquidos en gramos y mililitros, respectivamente. También se hace uso de una jeringa estándar para la medición de los ml. Como se muestra en la figura 37.

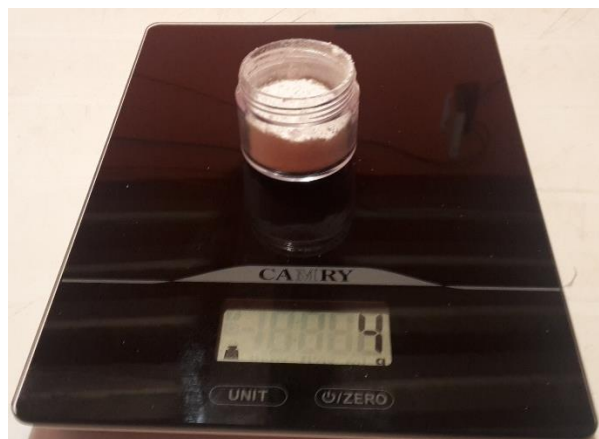


Figura 36. Medición 4 gramos de Carbopol



Figura 37. Medición 6 ml de agua destilada



Figura 38. Medición 6 ml de trietanolamina

- Se mezcla el carbopol con el agua destilada en un recipiente. La unión de ambos da lugar a una dispersión en medio acuoso, no obstante, al ser una “solución sobresaturada” (ya que el soluto es mayor que el solvente), su unión resulta en un sólido; una masa homogénea, pegajosa y fácilmente divisible. Como se muestra en la figura 39b.

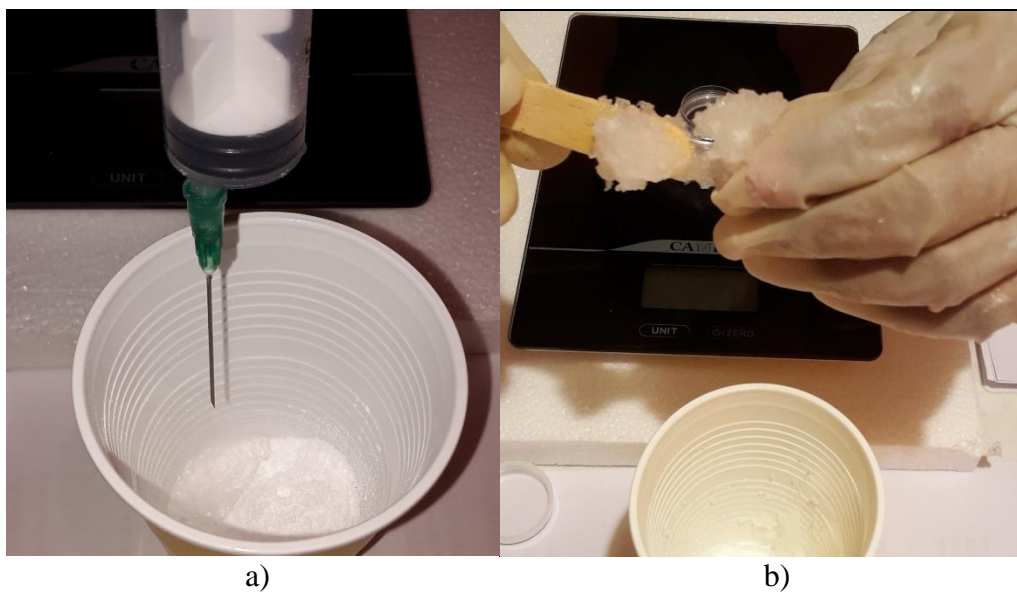


Figura 39. (a): Mezcla de carbopol con agua d., (b): Resultado

- Posteriormente se adiciona la trietanolamina ($C_6H_{15}NO_3$) la cual actúa como agente catalizador, realizando el procedimiento que se explicó en el apartado 2.8.3 (Polimerización por adición). Este compuesto posee la característica de tener un par de electrones solitarios, con los cuales puede actuar como análogo del radical libre, y así provocar la polimerización (unión de monómeros). En consecuencia, se crean las cadenas poliméricas y a la par, debido a la morfología del carbopol 940, se entrecruzan. Esto conjugado a las proporciones de compuestos utilizados para la creación del nuevo polímero, resulta en la adquisición de características como elasticidad, consistencia y solidez, en cierta medida.



Figura 40. Polímero resultante 1

Posteriormente se realizan análisis para determinar las características de interés del polímero resultante. Estas son: Densidad, adherencia, consistencia, solidez y fluidez.

Análisis de determinación de características

Cálculo de densidad: Esta se calcula a partir de los datos de masa y volumen de los compuestos utilizados en la conformación del polímero resultante. El procedimiento es el siguiente; En primera instancia se calcula la masa de los compuestos con consistencia líquida (trietanolamina y agua destilada), dado que se cuenta con su volumen y sus datos de densidad respectivos, se calculan sus masas usando la fórmula $m = d * v$. Posteriormente se suman estas a la masa del carbopol (4g) obteniendo la masa total de los compuestos combinados.

$d_t =$ Densidad trietanolamina

$m_c =$ Masa carbopol

$d_{H_2O} =$ Densidad agua d.

$V_t =$ Volúmen trietanolamina

$d_c =$ Densidad carbopol

$V_{H_2O} =$ Volúmen agua

$m_t =$ Masa trietanolamina

$V_c =$ Volúmen carbopol

$m_{H_2O} =$ Densidad agua d.

$D_1 =$ Densidad pol.resultante 1

$$d_t = 1,12 \frac{g}{ml}$$

$$d_{H_2O} = 1 \frac{g}{ml}$$

$$d_t = \frac{m_t}{v_t}$$

$$m_{H_2O} = d_{H_2O} * v_{H_2O}$$

$$1,12 g/ml = \frac{m_t}{6ml}$$

$$m_{H_2O} = 1 \frac{g}{ml} * 8ml$$

$$m_t = 6,72g$$

$$m_{H_2O} = 8g$$

$$m_T = m_{H_2O} + m_t + m_c$$

$$m_T = 8g + 6,72g + 4g = 18,72g$$

Para obtener el volumen del carbopol se tomaron las dimensiones que ocupó este en el recipiente donde se lo pesó (recipiente cilíndrico), para posteriormente por medio de la formula correspondiente calcular su volumen. Siendo este de $V_c = 11,05 \text{ cm}^3$. Después se pasan las medidas de volumen de todos los demás compuestos que intervienen en este ensayo a cm^3 para

sumarlos entre sí y calcular el volumen total. Finalmente se determina la densidad del polímero resultante del primer ensayo.

$$V_T = V_{H_2O} + V_t + V_c$$

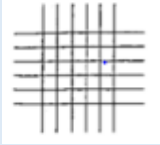
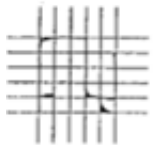
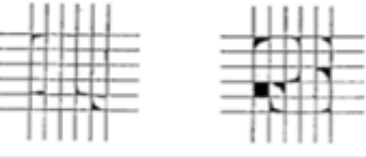
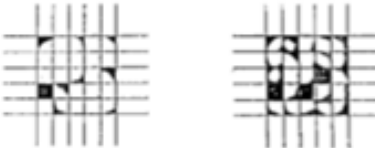
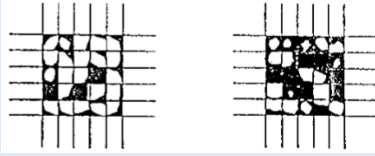
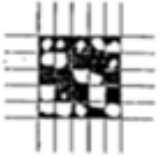
$$V_T = 8\text{cm}^3 + 6\text{cm}^3 + 11,05\text{cm}^3 = 25,05\text{cm}^3$$

$$D_1 = \frac{m_T}{V_T} = \frac{18,72\text{g}}{25,05\text{cm}^3} = 0,747\text{g}/\text{cm}^3$$

Adherencia: Esta es una propiedad de cierta importancia para la impresión ya que de ella depende la adherencia que tendrá el polímero con la cama al momento de su extrusión y con las demás capas de polímero extruido mientras se imprime. Para determinarla se realizó un ensayo basándose en la norma *ASTM D3359 – 09 Standard Test Methods for Measuring Adhesion*.

Esta norma indica los métodos de prueba estándar para medición de adhesión y se la utiliza para determinar la adherencia de películas de recubrimiento para sustratos metálicos (Pintura). En síntesis, el método que indica la norma se basa en utilizar una superficie plana, limpia y libre de imperfecciones en la cual se realizarán 6 cortes verticales y 6 horizontales (perpendiculares entre sí) para formar cuadrados de 2 mm de lado. Sobre los cortes se coloca uniformemente la cinta adhesiva para removerla pasados 1 o 2 minutos desde su aplicación con un ángulo de 180° con respecto a la horizontal. (ASTM International, 2010) Los resultados posibles que se pueden presentar se muestran a continuación. Los mismos que servirán para la clasificación de los resultados en niveles de adherencia, dependiendo del porcentaje de área afectada por el desprendimiento de la cinta, como se muestra en la tabla 2.

Tabla 2*Clasificación de medidas de adhesión según norma ASTM D3359-09*

Descripción	Área de reticulado en la cual se observa desprendimiento	Clasificación
Los bordes de los cortes son completamente lisos, no existen desprendimientos dentro del reticulado.		5B
Desprendimiento de pequeños fragmentos en las intersecciones. Área afectada menor al 5%.		4B
Desprendimiento de pequeños fragmentos a lo largo de los cortes y en sus intersecciones. Área afectada entre 5% y el 15% del reticulado.		3B
Desprendimiento a lo largo de los cortes y parte de los cuadrados. Área afectada entre el 15% y el 35% del reticulado.		2B
Desprendimiento a lo largo de los ejes de corte y se han levantado cuadrados enteros. Área afectada entre el 35% y 65%.		1B
Desprendimientos mayores que lo descrito en el 1B		0B

Fuente: (ASTM International, 2010)

Aplicación de la norma ASTM D3359 – 09

Se utiliza este método, sin embargo, se lo modifica para que pueda ser aplicado al polímero resultante. Estas modificaciones se resumen en:

- Se aplica del polímero resultante en la superficie plana procurando uniformidad, que permanezca como una fina película en ella. Posteriormente se lo deja reposar por 24 horas en exteriores con la finalidad de que se adhiera mejor a la superficie (Este tiempo se lo determinó mediante experimentaciones previas).



Figura 41. Fijación del polímero a la superficie

- Pasadas las 24 horas se corta el polímero con 6 cortes paralelos entre sí y 2 mm de separación entre los mismos, después otros 6 perpendiculares a estos con la misma separación. Lo que resulta en la formación de cuadrados de 2mm de lado.

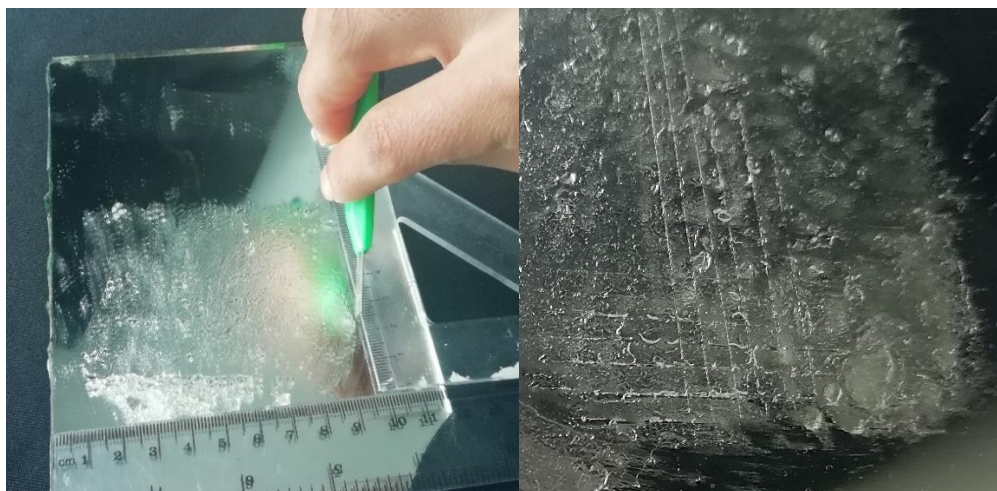


Figura 42. Corte del polímero según norma ASTM D3359-09

- Se coloca la cinta adhesiva semitransparente de 32g/mm (según indica la norma) en uno de los sentidos del corte. Pasado un tiempo de 1 a 2 minutos se la retira formando un ángulo de 180° con la superficie.

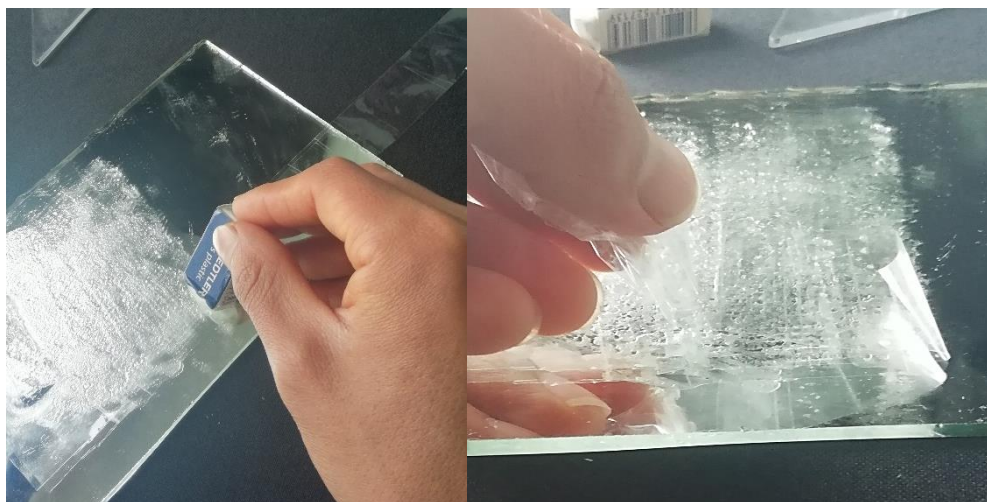


Figura 43. Colocación y retiro de la cinta adhesiva

- Finalmente se compara el resultado con la clasificación de medidas de adhesión según norma ASTM D3359-09 (Tabla 2) para darle su calificación.

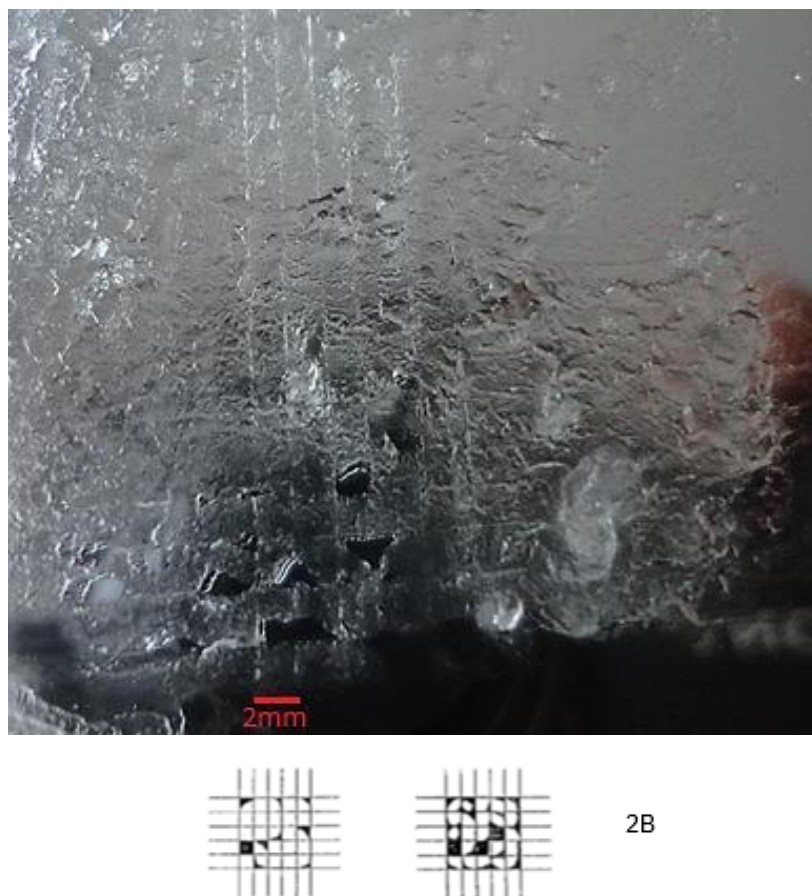


Figura 44. Comparación del resultado

El ensayo de adherencia finaliza y el resultado se corresponde al nivel 2B de la tabla de clasificación de adherencia.

Consistencia: Se la determina por simple observación y tanteo, ya que, este parámetro se limita a clasificar a los polímeros en función de sus estados como materia: sólido, líquido. La consistencia para el polímero resultante de este ensayo es sólida, como se pudo apreciar en la figura 40.

Solidez: El termino solidez se refiere a el grado de compactación del polímero, que tan fuerte están unidas sus partes para que las mismas no sean divididas con facilidad. Debido a que las normas existentes para la determinación de la solidez se basan en pruebas con el concreto, y al ser este un material sustancialmente diferente al polímero, no se los puede relacionar para determinar dicho parámetro por medio de alguna norma. Por lo cual se hace uso de un método empírico.

Este se basa en comparar entre sí todos los polímeros obtenidos con los ensayos, y dependiendo de su solidez se los clasifica en una escala de 0 al 5. Donde 0; sería el estado más bajo de solidez y 5 el máximo, por ejemplo, si el polímero resultante posee consistencia líquida su solidez sería cero, pero si el polímero presenta la mejor compactación, en comparación con los polímeros de los demás ensayos, su solidez sería de 5.



Figura 45. Determinación de la solidez de cada polímero resultante

Una vez realizada la comparativa se puede ponderar la solidez de cada polímero resultante. Para el ensayo 1 la solidez de su polímero resultante dentro de la escala es de 3.

Fluidez: También llamada viscosidad, a la fluidez de un polímero se la determina con el índice de fluidez (MFI) según las normas ISO 1133 y ASTM D1238. En síntesis, estas normas utilizan un método para determinar el MFI el cual básicamente es la extrusión del polímero fundido a través de un cilindro con el accionamiento de un actuador lineal o el estrés mecánico de un peso normalizado a una temperatura constante (Figura 46a). El diámetro de la boquilla del extrusor es de 2,10mm. (International Standard, 2011), como se muestra en la figura 46b.

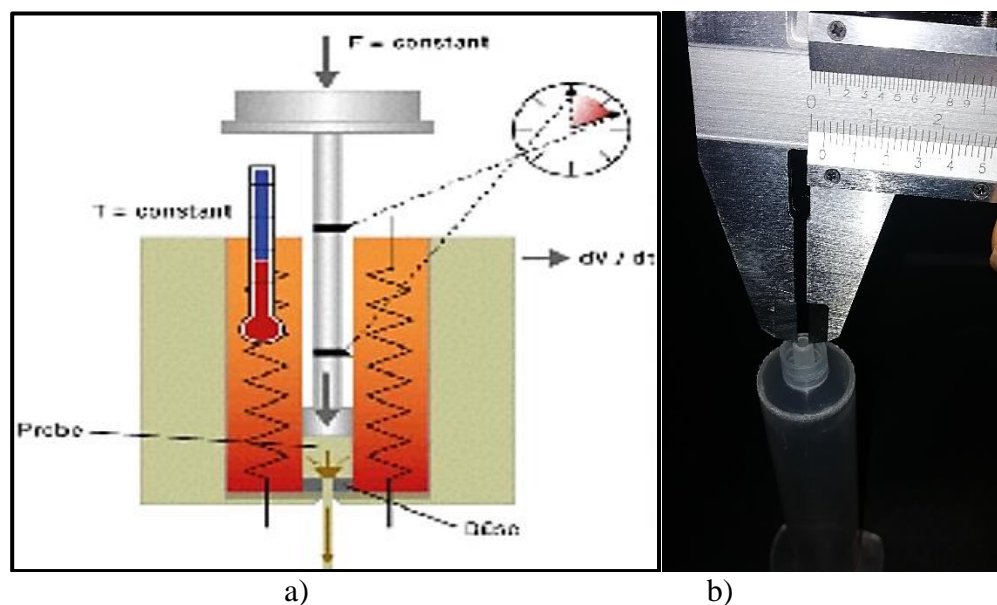


Figura 46. a) Ensayo normalizado de índice de fluidez, b) Medida normalizada de la boquilla

El MFI se expresa en gramos sobre diez minutos ($\frac{g}{10min}$) y se lo determina manualmente mediante la medición de masa extruida por unidad de tiempo, en otras palabras, se debe pesar en una balanza el segmento de material extruido en 10 minutos.

Para acondicionar este método al presente proyecto se deben suprimir o modificar ciertos aspectos. Como la temperatura, ya que el polímero resultante no debe ser sometido a estrés térmico y, de hecho, no lo necesita ya que está diseñado para fluir a temperatura ambiente (25°). Entonces se usa el poder del aire de un compresor a 75 psi para extruir el polímero resultante, durante 10 minutos y medirlo posteriormente con una balanza para determinar su índice de fluidez. Como se muestra en las figuras 47, 48 y 49.

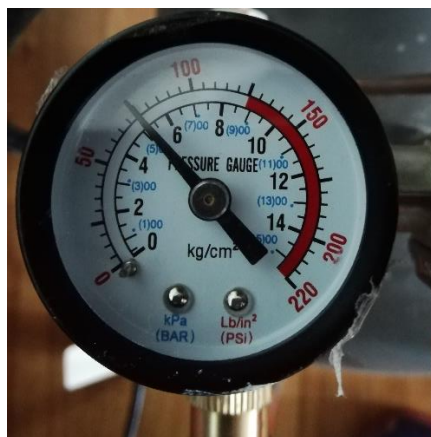


Figura 47. Presión de aire utilizada

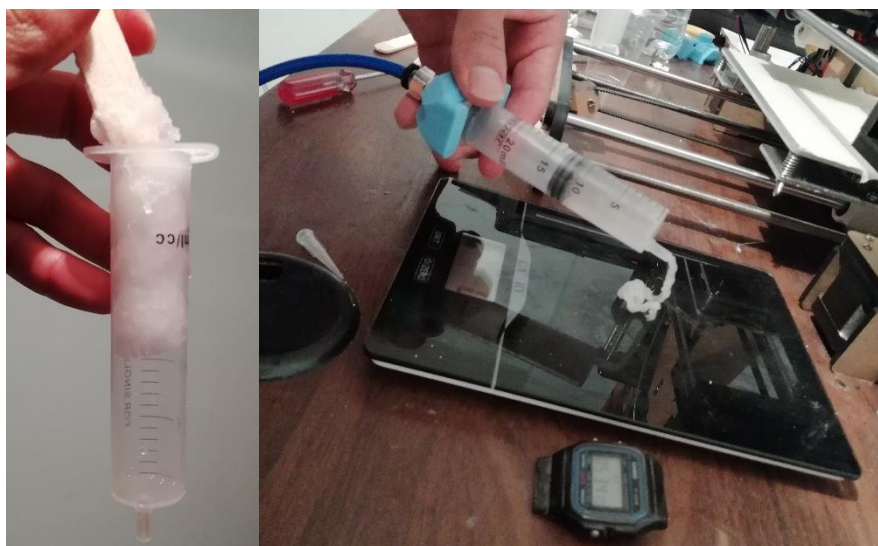


Figura 48. Extrusión del polímero resultante



Figura 49. Medición del MFI

Pasados los 10 minutos se pesa el material extruido, obteniendo un total de 4g de polímero, por lo tanto el índice de fluidez para el polímero resultante 1 es de $4^g/10min$. Se observa que la cantidad de material extruido es demasiado baja, sin embargo, esto se podría cambiar variando las proporciones de compuestos.

A continuación, en la tabla 3 se muestran los resultados obtenidos de los análisis y la aplicación de las normas para la obtención de los parámetros del polímero resultante 1.

Tabla 3
Parámetros del polímero resultante 1

Resultados inmediatos				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
$0,747^g/cm^3$	2B	sólido	3	$4^g/10min$

Pruebas de alteración del medio

Los parámetros determinados hasta este punto han sido las características que muestra el polímero resultante al momento de su conformación. Con fines investigativos, se desea verificar si los mismos pueden cambiar con la alteración de su entorno y paso del tiempo, así que se los somete a ciertas condiciones que podrían o no alterar su morfología. Además, por medio de estas pruebas se podrán determinar las condiciones de conservación adecuadas para el polímero resultante.

La primera. - consiste en llevar al polímero resultante a refrigeración inmediatamente después de su conformación, la temperatura será de 5°centígrados durante 24 horas y se lo introducirá en un recipiente limpio y herméticamente cerrado, en este caso una jeringa estándar de 20 ml (figura 50), sellada con su propia junta de estanqueidad. Una vez pasado este tiempo se lo somete a las mismas pruebas que determinaron sus parámetros de solidez, densidad, consistencia y fluidez. Los datos obtenidos se muestran en la tabla 4.

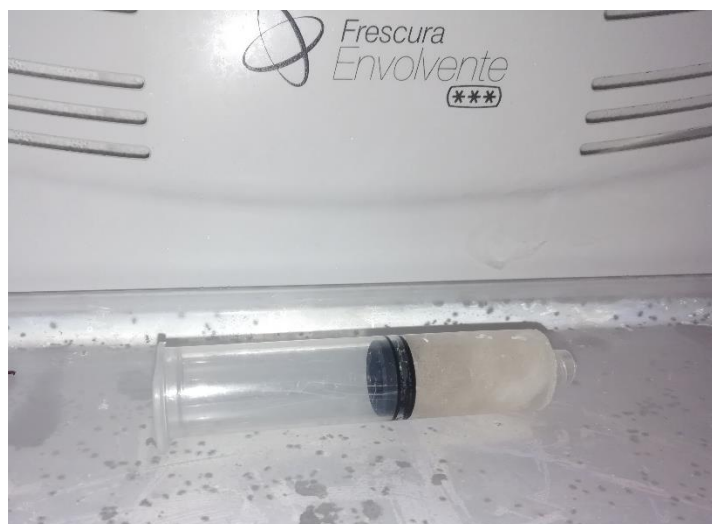


Figura 50. Polímero resultante 1 en refrigeración



Figura 51. Polímero resultante 1 sometido nuevamente a pruebas

Tabla 4

Parámetros obtenidos con la alteración del medio, bajo refrigeración

Resultados en 24H bajo refrigeración				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
$0,747 \text{ g/cm}^3$	2B	sólido	3	$4 \text{ g}/10\text{min}$

Conclusión: Los parámetros analizados del polímero resultante 1 pasadas las 24 horas bajo condiciones de refrigeración, no se ven alterados. Por lo tanto, se determina que este medio es adecuado para conservar los atributos del polímero resultante, si así se lo desea.

La segunda. - consiste en llevar al polímero resultante a la intemperie o, en otras palabras, presentar al mismo condiciones que se encuentran en el ambiente exterior por 24 horas sin ningún tipo de envase que lo cubra, como se muestra en la imagen 52. Posteriormente se realizan las pruebas para determinar si hubo alteraciones en sus parámetros (figura 53). Los datos obtenidos se muestran en la tabla 5



Figura 52. Polímeros resultantes 1, 2 y 3 en exteriores

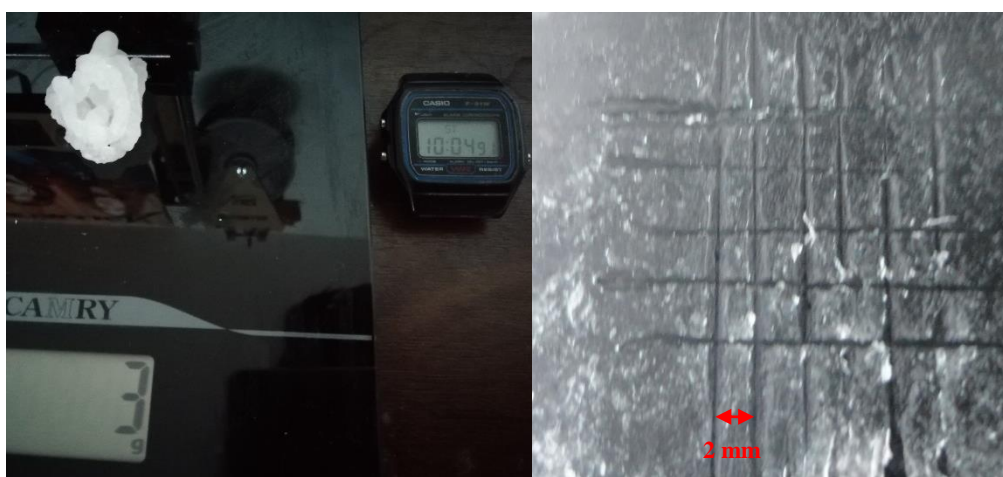


Figura 53. Pruebas para determinación de parámetros

Tabla 5

Parámetros obtenidos con la alteración del medio, en exteriores

Resultados 24H en exteriores				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
$0,747 \text{ g/cm}^3$	1B	sólido	4	$3^g/10min$

Conclusión: se notan cambios considerables como el aumento una mayor solidez y consistencia. Pero en contraposición, una disminución de la adherencia y fluidez. Este último

parámetro fundamental para la impresión del polímero. Por lo tanto, no sería recomendable exponer a estas condiciones al polímero resultante antes de imprimirlo.

Resultados

En la tabla 6 se muestran los todos los datos obtenidos por los ensayos tanto los inmediatos como los posteriores a 24 horas con la variación del medio.

Tabla 6
Parámetros del polímero resultante 1

ENSAYO 1 - Proporciones				
Carbopol	Agua dest. H_2O	Trietanolamina $(C_6H_{15}NO_3)$	Ácido tricarboxílico	Cloruro de calcio
4 gr	8 ml	6 ml	0 gr	0 ml
Resultados inmediatos				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
$0,747 \text{ g/cm}^3$	2B	sólido	3	$4 \text{ g}/10\text{min}$
Resultados en 24 horas bajo refrigeración				
$0,747 \text{ g/cm}^3$	2B	sólido	3	$4 \text{ g}/10\text{min}$
Resultados 24 horas en exteriores				
$0,747 \text{ g/cm}^3$	1B	sólido	4	$3 \text{ g}/10\text{min}$

3.2.3 Ensayo 2

Para este ensayo varían los compuestos catalizador y dispersor (o disolvente). Se utiliza ácido tricarbóxico ($C_6H_8O_7$) y cloruro de calcio ($CaCl_2$). En cierta forma, el ácido tricarbóxico no cuenta como agente dispersor ya que su constitución también es sólida, similar a la del carbopol, pero con un tamaño de partícula mucho más grande. Por ende, sería considerado como un soluto más y el cloruro de calcio actuaría como dispersor y catalizador (agente polimerizante).

Proceso

- Preparación de materiales y medición de compuestos; 4 gramos de carbopol, 4 gramos de ácido tricarbóxico, 10 mililitros de cloruro de calcio.



Figura 54. Preparación del polímero resultante 2

- En el recipiente se mezcla el carbopol 940 con el ácido tricarbóxico, posterior a esto se adiciona el cloruro de calcio creando una solución sobresaturada. Como se muestra en las figuras 54 y 55.

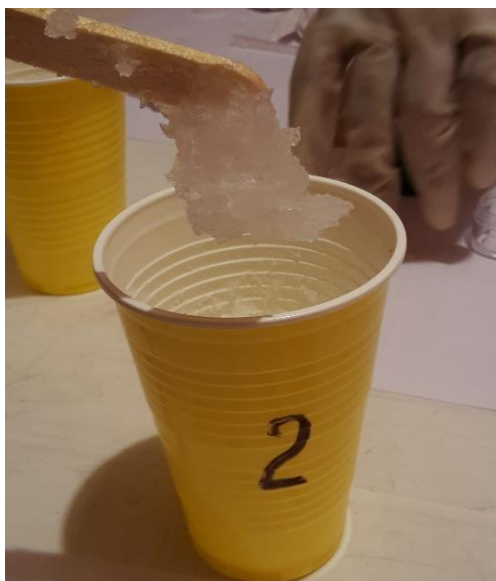


Figura 55. Polímero resultante 2

Análisis de determinación de características

El polímero resultante 2 presenta una consistencia sólida - granulada y es sometido a las mismas pruebas del ensayo 1 para determinar sus características de densidad, adherencia, consistencia, solidez y fluidez. Con el fin de sintetizar el repetitivo proceso de determinar sus atributos se mostrará únicamente las partes que difieran de los ensayos anteriores.

Densidad

d_{CaCl_2} = Densidad cloruro de calcio

d_{at} = Densidad ácido triarboxílico

m_{at} = Masa ácido tricarbóxico

m_{CaCl_2} = Masa de cloruro de calcio

v_{CaCl_2} = Volúmen de cloruro de calcio

v_{at} = Volúmen del ácido tricarbóxico

$$d_{CaCl_2} = 2,15 \frac{g}{cm^3}$$

$$m_{CaCl_2} = d_{CaCl_2} * v_{CaCl_2} = 2,15 \frac{g}{cm^3} * 10cm^3 = 21,5g$$

$$m_T = m_{CaCl_2} + m_{at} + m_c = 21,5g + 4g + 4g = 29,5g$$

Para determinar el volumen que ocupaban 4 gramos de ácido cítrico se utiliza el método anterior, definirlo a partir de las dimensiones que ocupa en un recipiente. Dando como resultado un volumen de cm^3 .

$$V_T = v_{CaCl_2} + v_{at} + v_c = 10 cm^3 + 4,78cm^3 + 11,05cm^3$$

$$D_2 = \frac{m_T}{V_T} = \frac{29,5g}{25,83cm^3} = 1,14 g/cm^3$$

Adherencia: Se utiliza en mismo procedimiento que en el ensayo 1 (Norma ASTM D3359-09) y se determina que tiene una adherencia de 4B, la mejor hasta el momento, esto debido seguramente a que la consistencia del polímero resultante 2 es mayor (por tener 2 solutos).

Consistencia: sólida.

Solidez: Según la escala definida en el ensayo 1 la solidez del polímero resultante 2 es de

Fluidez: A pesar de que en este ensayo hay dos solutos, la mezcla es más fluida con respecto a la anterior. De hecho, bastó apenas 45 segundos para vaciar por completo el cilindro, como se muestra en la figura 56.



Figura 56. Prueba de fluidez polímero resultante 2

Debido a la rapidez de extrusión y dado que la extrusión del polímero es constante, se calcula la cantidad de polímero que se hubiera extruido en 10 minutos usando una regla de 3 simple. Entonces la proporción de polímero extruido en 10 minutos es de 200g. En otras palabras, el índice de fluidez (MFI) es de $150 \text{ g}/10\text{min}$.

Resultados: Al igual que en el ensayo anterior, se procedió con las pruebas de alteración del medio y aplicación del análisis para de determinación de características en cada caso, los resultados se muestran en la tabla 7.

Tabla 7
Parámetros del polímero resultante 2

Ensayo 2 - Proporciones				
Carbopol	Agua dest. H_2O	Trietanolamina ($C_6H_{15}NO_3$)	Ácido tricarboxílico	Cloruro de calcio
4 gr	0 ml	0 ml	4 gr	10 ml
Resultados inmediatos				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
$1,14 \text{ g/cm}^3$	4B	sólido	2	200 g/10min
Resultados en 24 horas bajo refrigeración				
$1,14 \text{ g/cm}^3$	4B	sólido	2	200 g/10min
Resultados 24 horas en exteriores				
$1,14 \text{ g/cm}^3$	2B	sólido	3	150 g/10min

3.2.4 Ensayo 3

Se utiliza únicamente cloruro de calcio y carbopol. En consecuencia, la sal inorgánica actúa como dispersor y agente polimerizante, permitiendo la dispersión en medio acuoso del carbopol, al mismo tiempo que su polimerización por adición y posterior entrecruzamiento polimérico.

Proceso

Se miden las proporciones de los dos compuestos y se juntan como en los anteriores ensayos creando una solución sobresaturada, el polímero resultante 3.

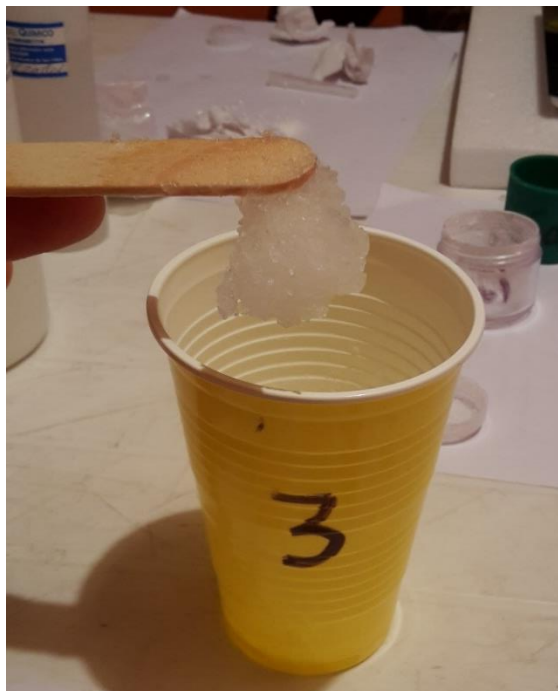


Figura 57. Polímero resultante 3

Análisis de determinación de características

Densidad

$D_3 = \text{Densidad polímero resultante 3}$

$$m_T = m_{CaCl_2} + m_c = 21,5g + 4g = 25,5g$$

$$V_T = v_{CaCl_2} + v_c = 10 \text{ cm}^3 + 11,05\text{cm}^3 = 21,05\text{cm}^3$$

$$D_3 = \frac{m_T}{V_T} = \frac{25,5g}{21,05\text{cm}^3} = 1,21 \text{ g/cm}^3$$

Adherencia: Se aplica nuevamente la norma ASMT D3359-09 para determinar este parámetro, con el mismo proceso de los ensayos anteriores. Como se muestran en las figuras 58 y 59.

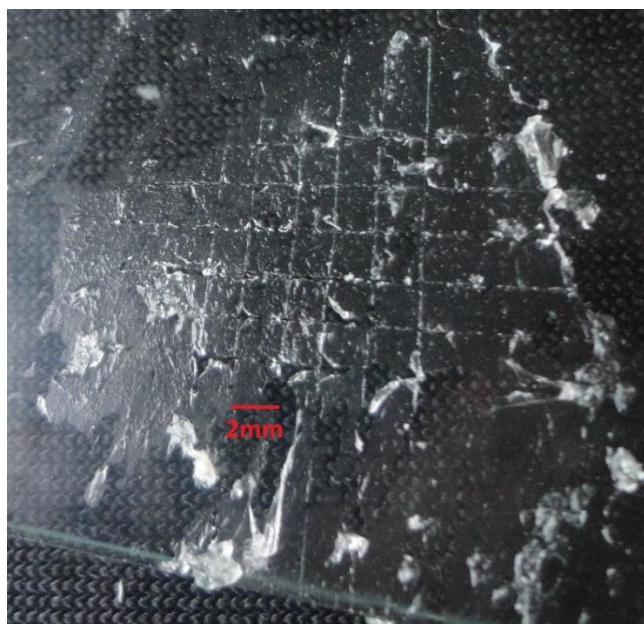


Figura 58. Corte del polímero según norma ASTM D3359-09

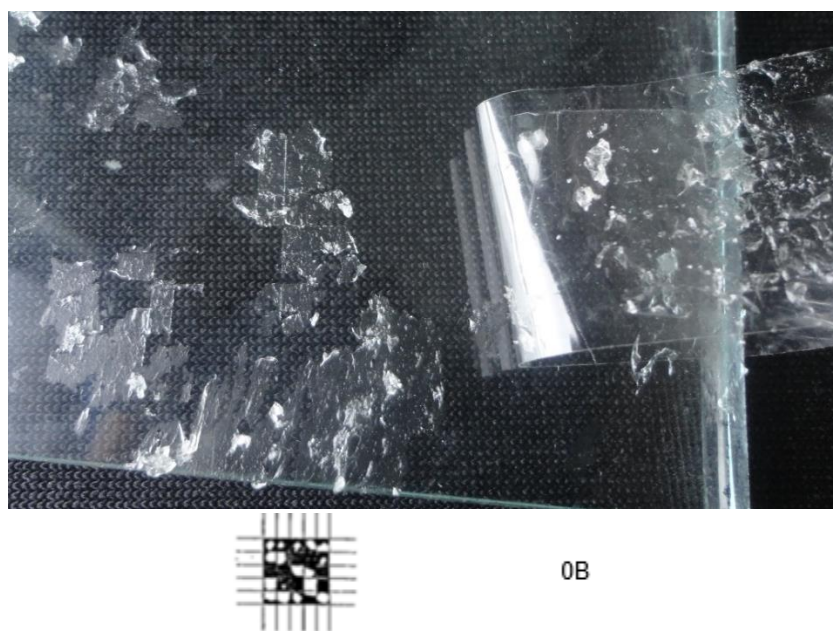


Figura 59. Comparación del resultado

Consistencia: sólida.

Solidez: Según la escala de solidez el polímero resultante 3 se ubica en la posición 4 (La mejor hasta el momento).

Fluidez: Se extruyeron 4 gramos de polímero en 2 minutos, por lo tanto, y al ser la salida del polímero constante, el índice de fluidez es de $20g/10min$



Figura 60. Determinación índice de fluidez

Resultados

Este polímero se ha diferenciado de los anteriores por su solidez, la mejor que se ha obtenido con los compuestos utilizados, e incluso aumenta en las pruebas de alteración del medio al dejarlo en exteriores. Subiendo al nivel máximo (5). Pero, en contraposición presenta una adherencia baja, como se mostró en la figura 59, se arrancan cuadros enteros de la superficie debido a que el polímero se resiste a ser dividido. En cuanto a su fluidez, se encuentra en un rango intermedio en comparación con los anteriores polímeros resultantes.

Tabla 8
Parámetros del polímero resultante 3

ENSAYO 3 - Proporciones				
Carbopol	Agua dest. H_2O	Trietanolamina $(C_6H_{15}NO_3)$	Ácido tricarboxílico	Cloruro de calcio
4 gr	0 ml	0 ml	0 gr	6 ml
Resultados inmediatos				
Densidad	Adherencia	Consistencia	Solidez	Fluidez
1,21 g/cm^3	0B	sólido	4	20g/10min
Resultados en 24 horas bajo refrigeración				
1,21 g/cm^3	0B	sólido	4	20g/10min
Resultados 24 horas en exteriores				
1,21 g/cm^3	0B	sólido	5	0g/10min

Realizar los ensayos y determinar sus características son procesos mayormente repetitivos, motivo por el cual en adelante se sintetizarán, mostrando únicamente sus resultados. Plasmados en las tablas de parámetros de polímeros resultantes. Las pruebas de alteración del medio se realizaron únicamente para los 3 primeros polímeros resultantes debido a que en los 9 ensayos restantes se utilizan las mismas combinaciones de compuestos, pero con distinta proporción de los mismos. Los resultados de estos ensayos restantes se encuentran en la sección de anexos (Anexo A).

3.2.5 Criterios de selección del polímero resultante

De la misma manera que en el caso de selección anterior, se utiliza la matriz de Pugh para analizar los parámetros de interés o criterios más relevantes a nuestro fin.

Tabla 9

Matriz Pugh para los polímeros resultantes

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)		
	Polímero resultante 1	Polímero resultante 2	Polímero resultante 3
Densidad	-	-	+
Adherencia	0	+	-
Consistencia	0	0	0
Solidez	+	-	+
Fluidez	-	+	0
Suma +	1	2	2
Suma 0	2	1	2
Suma-	2	2	1
Evaluación neta	-1	0	1

evaluar los criterios en la matriz el ganador es el polímero resultante 3, sin embargo, se evidencia que no existe gran diferencia en las puntuaciones, esto debido que los polímeros resultantes obtenidos poseen características diferentes pero complementarias entre sí, lo cual hace que al sumar sus propiedades se “equiparen” de cierta manera. Esto se podría traducir en la posibilidad de usar los 3 compuestos poliméricos en impresión 3D, no obstante, considerando ciertos aspectos intrínsecos a sus componentes químicos se puede descartar el polímero resultante 2 debido a que, al poseer grupos carboxilos (del ácido orgánico tricarboxílico) puede tener efectos irritantes. (Muñoz A. et. al., 2014)

3.3 Selección del medio/herramienta de impresión 3D

La implementación del prototipo de impresora 3D se simplifica en gran medida si se dispone de un medio/herramienta que sirva como base de funcionamiento para este el fin buscado. Con esto, se refiere a que es mucho más interesante optar por adquirir una impresora 3D comercial y modificarla posteriormente para la impresión de polímeros hidrofílicos a temperatura ambiente. Con esto se aprovecha la tarjeta de control de la impresora, su estructura e interfaz, presentándose así, la oportunidad de enfocarse principalmente en el diseño del extrusor, mecanismos y control del mismo.

Teniendo en cuenta lo anterior se ha considerado dos opciones disponibles en el mercado nacional. Estas son la impresora 3D Prusa Anet A6 y la Rostock Max V3 (Delta). A continuación, se expone sus características principales de las cuales se tomarán los criterios de selección o parámetros de interés para optar por la alternativa más apropiada para nuestro fin, utilizando nuevamente la matriz de Pugh.

Criterio de selección de Impresora 3D

Alternativa 1: Anet A6 (Cartesiana)

Anet A6 es un clon de la famosa impresora 3D Prusa i3 desarrollada para el proyecto RepRap por Josep Prusa. De hecho, es la impresora 3D más usada en el mundo, esto debido a que es completamente open source. La Anet A6 es una actualización su “hermana” Anet A8, con mejoras estructurales y de interfaz, sin embargo, sigue siendo enteramente un clon de la Prusa i3. (Rohringer S., 2018)

Es una impresora cartesiana debido a que utiliza los 3 ejes ortogonales (x, y, z) para la impresión, el hot-end se desplaza en los ejes X y Z mientras que la cama (superficie donde se conforma la pieza impresa) se desplaza a lo largo del eje Y, utilizando para el movimiento motores paso a paso. (David Garcia, 2017) y (Alba Sanchez, 2015)



Figura 61. Anet A6
Fuente: (David Garcia, 2017)

Cuenta con dimensiones de 480 x 400 x 400 mm, un volumen de impresión de 220 x 220 x 250 mm^3 , un peso aproximado de 9,5 kg, resolución de 0,1 a 0,3 mm, alcanza una temperatura máxima de 260 °C en extrusor y 100 °C en la cama, su precio varía del lugar en que se la adquiera, en el país se la encuentra entre un rango de 400 a 500 USD. (3DPRINTING, 2018)

Alternativa 2: Rostock Max V3 (Delta)

Es una impresora Open Source basada en el robot delta, cuenta con una cama de impresión circular que se mantiene fija, a diferencia de la alternativa anterior donde esta era móvil. El extrusor se encuentra sostenido por 3 brazos articulados que se deslizan por guías verticales dispuestas en

una configuración triangular, el posicionamiento del hot-end (extrusor) depende de la altura a la que se encuentre cada brazo. Un equipo open Source posee capacidades ilimitadas de creación de códigos G, permitiendo crear piezas muy específicas al usar códigos específicos, que una impresora de código cerrado no permitiría. (Sanchez A., 2015)



Figura 62. Rostock Max V3
Fuente: (Sais 3D, 2018)

En cuanto a las dimensiones, posee un diámetro de 487 mm y una altura de 1066 mm, un peso aproximado de 15,8 kg. Temperatura máxima en el extrusor de 280 °C y 120 °C en la cama, resolución de 0.1 mm a 0.4 mm, volumen de impresión de 197 mm^2 (área) x 400 mm (altura). Velocidad de movimiento de 300 $\frac{mm}{s}$. Precio de la impresora varía del lugar en que se la adquiera, en el país se la encuentra por un valor de 2500 USD. (3DPRINTING, 2018)

Tabla 10
Criterios de selección para impresora 3D

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)	
	Anet A6	Rostock Max V3
Open Source	+	+
Precio (menor)	+	-
Dimensiones (compacta)	+	-
Suma +	3	1
Suma 0	0	0
Suma-	0	2
Evaluación neta	3	-1

Los resultados indican que la impresora 3D tipo cartesiana es la que cuenta con la estructura y dimensiones que se adaptan mejor al proyecto, además de contar con similares características que otras impresoras 3D y a un precio módico.

3.4 Diseño del extrusor

Una vez decidido el medio para impresión 3D se pasa al desarrollo del nuevo extrusor el cual debe prestar todas las facilidades estructurales y funcionales que se requieren para su acople con la estructura de la impresora 3D, sustituyendo el extrusor de la misma y permitiendo la deposición del polímero hidrofílico a temperatura ambiente, por medio de un método de extrusión que no presente o requiera esfuerzos mecánicos y térmicos excesivos. Esto debido a que, como se expuso en el capítulo 1, el proyecto busca establecer un método y material de trabajo que se pueda

utilizar en bioimpresión a futuro. En consecuencia, es vital la elección del método de impresión 3D menos dañino para las células.

La conformación física del extrusor (su diseño) depende del método de extrusión que se utilice, motivo por el cual, en primera instancia se lo elige de entre las opciones existentes de extrusión de biomaterial. Estas son Inkjet y microextrusión (He et al., 2016), a continuación se presentan los criterios de selección del método de extrusión para optar por el adecuado.

3.4.1 Criterios de selección para el método de extrusión

Alternativa 1: Método Inkjet

Este método se lo ha utilizado en las impresoras de inyección de tinta, las cuales utilizan fuerzas térmicas o acústicas para que, a través de las mismas, se inyecten gotas del material sobre un sustrato el cual sirve como material de aporte en la impresión. El funcionamiento térmico consiste en calentar mediante electricidad el cabezal, este calentamiento se genera en forma de pulsaciones que generan una presión en la boquilla el cual fuerza a las gotas a salir como se indica en la figura 63.

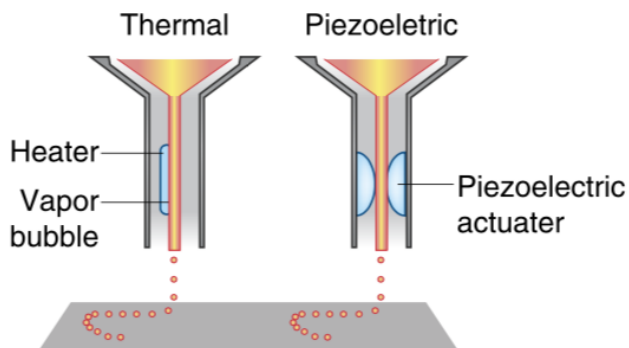


Figura 63. Tipos de extrusión Inkjet
Fuente: (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 3)

Se han demostrado mediante estudios que este calentamiento en el cabezal debe variar entre los 200°C y los 300°C, el mismo que no tiene un impacto considerable sobre la estabilidad de las moléculas biológicas. Se ha demostrado también, que debido a las oscilaciones de calentamiento realizados en el cabezal las cuales tienen una frecuencia de los 2 μ s, logran un aumento de temperatura de entre los 4°C-10°C en el mismo.

Sin embargo, el riesgo de exponer a las células y materiales a estrés térmico y mecánico, disminuye el control de la dirección de las gotas, se obtiene tamaños de gotas no uniformes, obstrucciones frecuentes en boquilla y la encapsulación celular no confiable, son desventajas considerables para el uso de este método de bioimpresión 3D. (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 4)

Alternativa 2: Microextrusión

La microextrusión funciona mediante la deposición controlada de un material la misma que es controlada a través de un de una tarjeta de control digital enfocada tanto a la impresión 3D como a la interpretación de los códigos G, el material se imprime en una superficie o sobre un material de aporte, por medio de un cabezal de microextrusión.

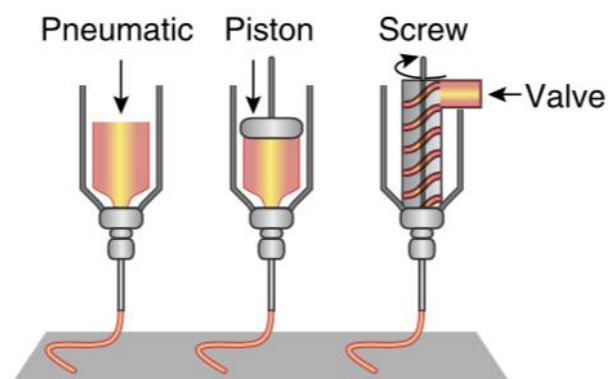


Figura 64. Tipos de microextrusión

Fuente: (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 3)

Este método de impresión 3D produce cordones continuos de materia a diferencia del método Inkjet que produce gotas liquidas. La impresión es controlada mediante un software de CAD-CAM el cual controla sus movimientos en los ejes x, y y z, esta impresión es conocida por realizar capas de material, lo que significa que una capa sirve de soporte de la capa siguiente.

Miles de materiales son compatibles con las impresoras de microextrusión, incluidos materiales como hidrogeles, copolímero biocompatibles y esferoides celulares. Los métodos más comunes para extruir materiales biológicos para aplicaciones de bioimpresión 3D son sistemas neumáticos y los mecánicos (pistón o tornillo). (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 5)

La viabilidad celular después de la bioimpresión está en el rango de 40-86%, la baja viabilidad de las células es causadas por los esfuerzos cortantes infligidos hacia las células en los fluidos viscosos. La viabilidad celular se puede mantener usando presiones bajas y tamaños de boquilla grandes, el inconveniente puede ser una pérdida importante de resolución y velocidad de impresión. (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 5).

Tabla 11

Criterios de selección del método de extrusión

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)	
	Inkjet	Microextrusión
Viabilidad celular	+	+
Facilidad de implementación	-	+
Uniformidad de extrusión	-	0
Suma +	1	2
Suma 0	0	1
Suma-	-2	0
Evaluación neta	-1	2

Los resultados de la tabla 11 indican que la mejor alternativa es la segunda. La microextrusión, dado a la facilidad de implementación de sus componentes, su mayor viabilidad celular al no someter al material de trabajo a esfuerzos térmicos, además de no contar con mayores problemas de taponamiento en la boquilla, la convierten en el mejor método para la extrusión del polímero y el correcto funcionamiento del prototipo de impresora 3D.

3.4.2 Criterios de selección para el sistema de deposición de material

Al elegir la microextrusión, se presentan como axiomas los sistemas de deposición de material, los cuales son: neumática, por pistón y tornillo sin fin. Estos sistemas son los encargados directos de la salida del material de trabajo por la boquilla. Se han considerado solamente dos de los tres sistemas debido a su facilidad de implementación y fuerza.

Alternativa 1: Tornillo sin fin

El tornillo sin fin tiene sólo un diente enrollado continuamente alrededor de su circunferencia n número de veces, como una rosca de tornillo. El tornillo sin fin motriz por lo general tiene sólo un diente, la relación de engranaje es igual a uno entre el número de dientes del engrane de tornillo sin fin. (Robert L. Norton, 2009, p. 427)

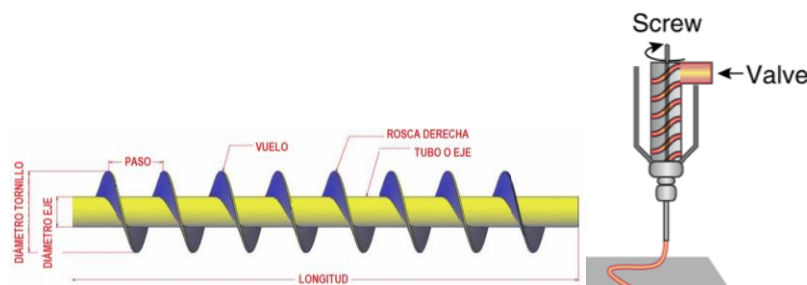


Figura 65. Extrusión aplicando mecanismo tornillo sin fin

Fuente: (Guerra, 2017), (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 3)

Los sistemas a base de tornillos pueden dar un mayor control espacial y son beneficiosos para dispensar hidrogeles con viscosidades más altas, aunque los sistemas neumáticos también podrían ser adecuados para dispensar materiales de alta viscosidad. Los mecanismos accionados mecánicamente tienen componentes más pequeños y más complejos, que proporcionan un mayor control espacial, pero a menudo con capacidades de fuerza máximas reducidas. (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 5).

Alternativa 2: Sistema Neumático

Estos sistemas utilizan el aire comprimido como su fuente de generación de fuerza, de esta manera proporcionan movimiento a los cilindros y motores neumáticos, tiene facilidad de diseño de implementación además de que cuenta con un riesgo nulo de explosión, otras de sus características es tener una conversión fácil al movimiento lineal y su capacidad de transmitir energía a grandes distancias. (Solé, 2012)

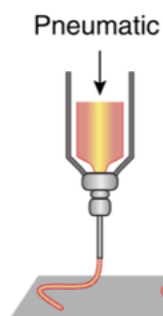


Figura 66. Extrusión aplicando sistemas neumáticos

Fuente: (Sean V Murphy & Anthony Atala, 2014, p. 3)

Las impresoras de accionamiento neumático tienen la ventaja de tener componentes y mecanismos de accionamiento más simples, con la fuerza limitada solo por las capacidades de presión de aire del sistema. Sin embargo, poseen un control espacial menor en comparación con los sistemas mecánicos de tornillo sin fin.

Tabla 12
Criterios de selección del sistema de deposición de material

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)	
	Tornillo sin fin	Neumático
Fuerza	-	+
Mecanismo de accionamiento simple	-	+
Control espacial	+	-
Facilidad de implementación	-	+
Suma +	1	3
Suma 0	0	0
Suma-	3	1
Evaluación neta	-2	2

Los resultados de la tabla 12 indican que la mejor alternativa es el sistema de deposición neumático, con características como la capacidad de manejar de materiales de altas viscosidades, contar con un bajo desgaste en sus componentes al no tener demasiados puntos de contacto entre ellos, contar con un diseño fácil de aplicar (Solé, 2012) y también la facilidad de transmitir la presión del aire comprimido a grandes distancias.

3.4.3 Diseño mecánico del extrusor

El extrusor a diseñar contará con una base que servirá como soporte para el o los cilindros contenedores del material de trabajo y un cabezal o cabezales que desempeñarán la función de conectar los conductores del fluido neumático con los cilindros. Todos los componentes deberán respetar el espacio disponible dentro de la impresora, no exceder el peso del extrusor original, dar

facilidades para la sujeción de los mismos a la estructura de la impresora (guías del eje X) y no estar constituidos de un material tóxico, nocivo o que pueda afectar de manera importante a la viabilidad celular.

Base

La base es el soporte principal del sistema de extrusión, motivo por el cual debe poseer características de dureza, resistencia (depende del material que se elija para fabricarlo) y respetar estrictamente las medidas y distancias por defecto de la impresora. Esto último debido a que los finales de carrera presentes en la estructura de la impresora deben ser activados de la misma manera que lo hacían con el extrusor original para establecer los recorridos de cada eje y hallar correctamente el cero pieza.

Debido a que la disponibilidad de espacio lo permite, se coloca dos compartimentos para cilindros contenedores del material de trabajo de diferente tamaño, el más grande contendrá a la jeringa (cilindro) con el polímero resultante creado y el otro (más pequeño) puede ser usado para albergar al cartucho de biotinta de Cellink®. Esta es una empresa dedicada a la bioimpresión de la cual se hablará más adelante. El compartimento pequeño puede o no ser usado, ya que se da preferencia de uso al polímero resultante, pero se lo incluye por motivos experimentales.

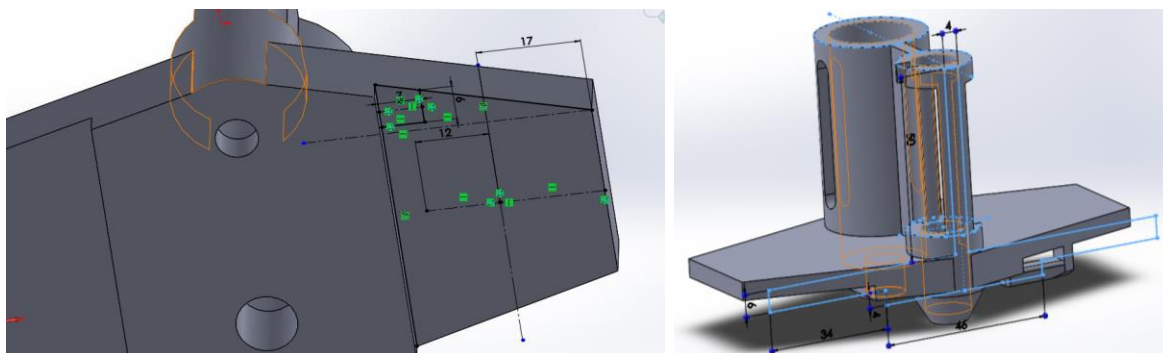


Figura 67. Diseño de la base

En la figura 67 se muestra la base del extrusor modelada en un software CAD, la misma cuenta con los compartimientos, además de orificios que permiten observar el nivel de material a extruir.

El desplazamiento del extrusor se consigue con el acople de dos rodamientos lineales a las guías del eje X y una banda que se acopla al rotor de un motor a pasos controlado por la tarjeta de la impresora 3D. En los laterales de la parte inferior del extrusor se encuentran dos ranuras que permiten fijar la banda (encargada de transmitir el movimiento) y también cuenta con dos espacios o superficies planas en las cuales van acoplados los rodamientos, como se observa en la figura 68b.

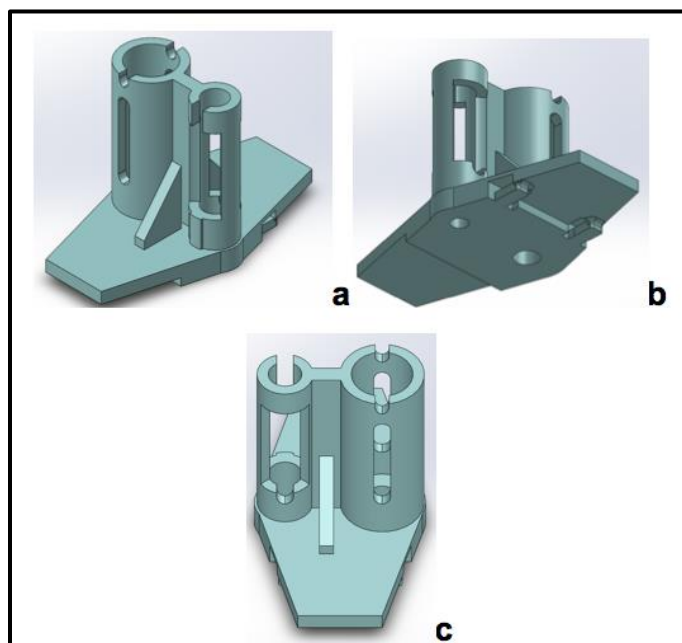


Figura 68. Base de extrusor diseñada

El tamaño del extrusor es de 70 mm de alto, 114 mm de longitud y 60 mm de ancho. El compartimento 1 (el más grande) posee 22 mm de diámetro para albergar una jeringa estándar de 22ml, el compartimento 2 posee 12mm de diámetro para albergar al cartucho de biotinta Cellink®

Diseño del cabezal

Este elemento cumple la función de acoplar el sistema neumático de deposición de material al extrusor, para el fin, posee una cavidad donde se alojará un racor de acople rápido M12 (en el cual, a su vez se inserta la manguera neumática). La sujeción del mismo se logra por medio de canales donde se alojarán las alas de sujeción de la propia jeringa, teniendo que posicionarla en la parte inferior del cabezal y girarla para el acople de los dos elementos.

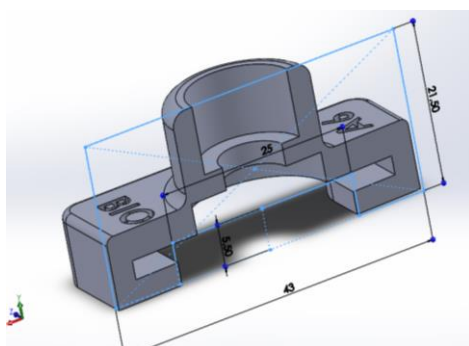


Figura 69. Diseño de cabezal

En la figura 70 se puede apreciar todos los detalles del cabezal terminado, además del nombre del prototipo de impresora 3D “Bio A6”. En la parte inferior del cabezal (figura 70 b) se muestra una cavidad, donde se alojará un empaque o sello encargado de que no existan fugas de aire entre el cabezal y la jeringa de material.

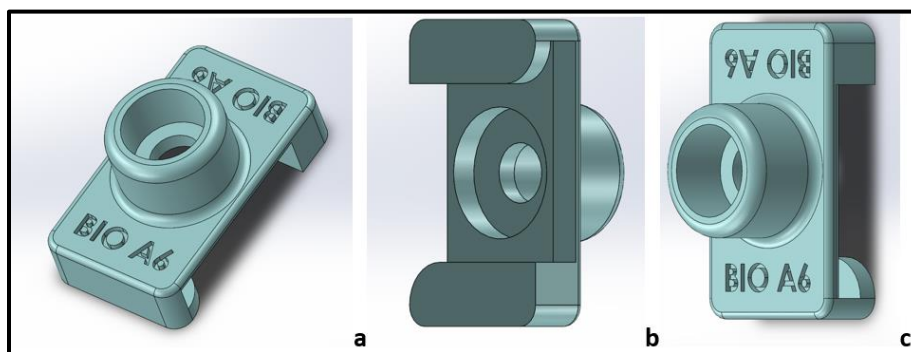


Figura 70. Cabezal

Sistema de deposición de material

El sistema seleccionado es el neumático por lo que se debe seleccionar un compresor de aire adecuado para el fin, con la potencia suficiente para proporcionar los 75 psi que necesita el compartimento 1 o más.

Compresor: Considerando la disponibilidad en el mercado, precio y prestaciones, se ha seleccionado el compresor Truper de 25L lubricado. A continuación, se detallan sus características: los 25L hace referencia a la capacidad del tanque (hasta 25 litros), potencia nominal de 2HP (3HP máx.), monofásico, flujo continuo de $246 \text{ L}/\text{min}$, flujo de aire de 3,4 CFN a 90psi, presostato con 2 manómetros y salida de conexión rápida. Presión máxima de 116Psi – 8Bar. (TRUPER - Catálogo Vigente, s. f.)



Figura 71. Compresor Truper 25L

Tubo neumático: existe gran variedad en el mercado en cuanto a tubería neumática, mangueras de poliuretano(PU), poliamida (PA), polietileno (PE), fluoropolímero (FEP), y demás. Cada una con sus respectivas variantes diseñadas para aplicaciones y condiciones específicas. Para este sistema de extrusión se necesita un tubo que soporte 75psi o hasta 100psi como máximo, a temperatura ambiente y bajo condiciones normales de trabajo.

Parker Legris ofrece un amplio catálogo y facilidades para la selección de tuberías. A continuación, se presenta una sección de la tabla de selección Parker. En esta tabla se encuentran las características más relevantes para escoger tubería.

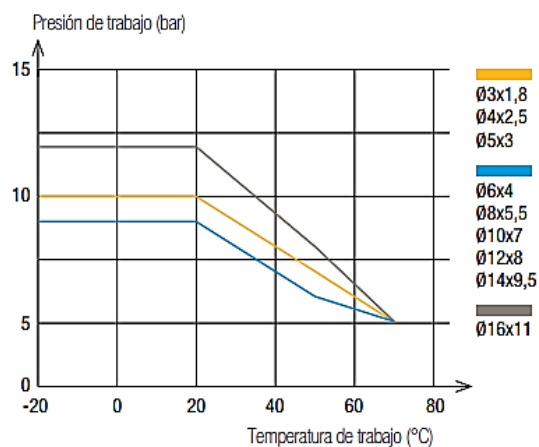
Tabla 13

Sección poliuretano de tabla de ayuda para la selección Parker

Tubos técnicos	Materiales	Fluidos	Presión máxima	Temperatura		Resistencia en entornos agresivos	
				Min.	Máx.	Mecánica	Química
PU	Poliuretano poliéster	Aire comprimido,	12Bar	-20°C	+70°C	Excelente	Moderada
	Poliuretano poliéster	fluidos industriales					Buena
	Poliuretano cristal	o agroalimentarios					Buena

Fuente: (Parker, s. f.)

La tubería de poliuretano posee características adecuadas para la aplicación, su comportamiento a diferentes temperaturas se muestra en la figura 72. El diámetro de tubo escogido es el de 6x4mm con referencia 1025U06 04, y racores de acople rápido M12 de acero inoxidable.



Para calcular las presiones de estallido, los valores de esta tabla se deben multiplicar por 3.

Figura 72. Gráfica presión vs temperatura de trabajo

Fuente: (Parker, s. f.)

Por medio de la tabla y gráfico se constata que no habrá fallo en el diseño, por lo tanto, se valida la utilización de tubería de poliuretano Parker Ø6x4 en el sistema de extrusión junto con racores de conexión rápida M12 que garantizaran la estanqueidad del fluido.

3.4.4 Selección del material de construcción del extrusor

La fabricación tanto de la base como del cabezal que conforman el extrusor se la hará utilizando impresión 3D FDM, este proceso posee muchas ventajas para la conformación física de elementos pudiendo crear prototipos de forma rápida, ya que es capaz de fabricar piezas robustas de manera eficiente. (Bulent Yusuf, 2018) Existen diversos materiales para impresión 3D FDM como el TPU, PET, Nylon, PP, pero se han considerado 2 materiales en especial el ABS y PLA debido a sus propiedades mecánicas y versatilidad.



Figura 73. Materiales utilizados en impresión 3D FDM

Fuente: (3Dnatives, 2018)

Para la sección entre estos dos materiales se utiliza nuevamente la matriz de Pugh, a continuación, se presentan las características más relevantes y de interés de cada material.

Alternativa 1: Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

El ABS es un plástico muy robusto, posee buenas propiedades mecánicas y térmicas, como resistencia a la tracción, dureza, resistencia al impacto, a la abrasión, al ataque químico, buenas propiedades a baja temperatura, y una elevada resistencia eléctrica. (Kalpakjian & Schmid, 2002) Las aplicaciones típicas incluyen: tuberías, acoplamientos, suministros de plomería cromados, cascos, mangos de herramientas, partes automotrices, cascos de embarcaciones, teléfonos equipajes, carcazas, etc.

Biodegradabilidad baja: Al ser un plástico basado en petróleo puede durar cientos de años en descomponerse. Toxicidad: No se conocen impactos adversos de este en la salud, sin embargo, en un estudio de las emisiones de partículas finas y compuestos volátiles que desprende el ABS y PLA (Azimi P. et al., 2018) se observó una emisión importante de estireno (Compuesto cancerígeno) por parte del ABS.

Alternativa 2: Ácido poliláctico (PLA)

Material con alta tensión, baja elongación y rigidez, versátil, popular y económico. Ofrece los mejores acabados. El polímero es muy adecuado para fijaciones ortopédicas. Sus características térmicas están definidas por un elevado punto de fusión (175-178° C)

Biodegradabilidad alta: Se deriva de productos vegetales (bioplástico) por lo cual se degrada en un tiempo relativamente corto. Toxicidad: Citando el estudio anterior, el PLA desprendió láctida, compuesto que no afecta a la salud de quien lo respire. Biocompatibilidad: Es considerado material biocompatible. (Ramot, Haim-Zada, Domb, & Nyska, 2016)

Tabla 14*Criterios de selección de materiales de construcción del extrusor*

Criterios de selección	Conceptos (Alternativas de diseño)	
	ABS	PLA
Robustez	+	-
Biodegradabilidad	-	+
No toxicidad	-	+
Biocompatibilidad	0	+
Suma +	1	3
Suma 0	1	0
Suma-	2	1
Evaluación neta	-1	2

Los resultados indican como ganador al PLA que gracias a su origen vegetal es un material no tóxico y biocompatible, además sus propiedades mecánicas son adecuadas para el trabajo a realizar.

Análisis estático del extrusor

Una vez determinado el material se puede proceder con el análisis por elementos finitos, con este se podrá prever el comportamiento de los componentes del extrusor bajo condiciones de trabajo e identificar si el diseño cumplirá con los requisitos para los que será fabricado. Se lo realizará con la ayuda de un software de simulación.

La base es elemento más masivo del extrusor y soportará a los componentes del mismo, para su análisis se considera que está sujeto a rodamientos lineales por medio de pernos (fijación), que en sus aletas laterales se aloja la banda transmisora de movimiento que aplica una fuerza

normal de 65N proveniente del motor paso a paso Nema 17 del eje X (PBC Linear, s.f.) y que soporta cierta presión transmitida de las jeringas. Esta presión es dotada por el compresor y es la necesaria para que el polímero sea extruido, en los ensayos (3.2.2) se la definió de 75psi.

En condiciones reales los compartimentos no reciben toda la presión del interior de las jeringas, ya que las paredes de las mismas se encargan de “menguarla”, ni tampoco las aletas soportan todos los 65N de tracción axial del motor debido a que la base esta sobre rodamientos y esa fuerza se traduce en movimiento.

El compartimiento 1 soporta la mayor presión (fuerza) del sistema dado que su jeringa contiene el material con mayor viscosidad, en el compartimiento 2 está la biotinta Cellink (material menos viscoso) y por ende se aplica una presión menor: 30 psi.

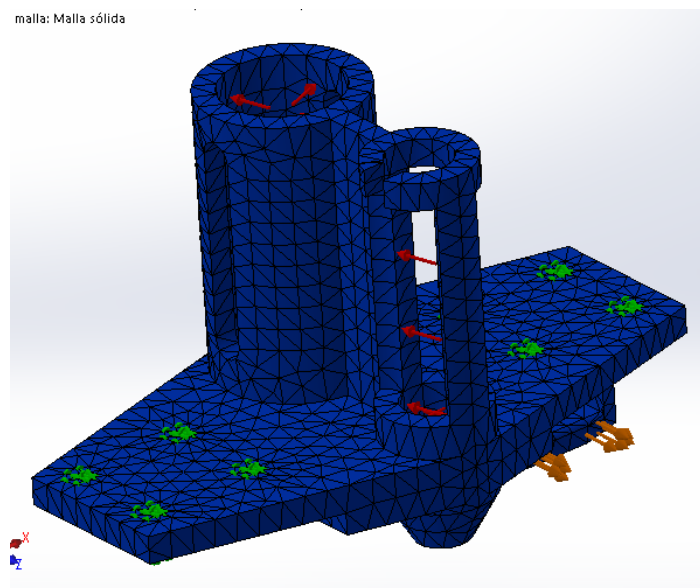


Figura 74. Análisis estático

Con el fin de mostrar un análisis detallado se efectúa en primera instancia el análisis estático aplicando únicamente la fuerza normal en la aleta, los resultados se muestran en las figuras 75. La

figura 75b muestra los desplazamientos estáticos, siendo el máximo de 85 μm . Todos los análisis se realizaron con malla sólida estándar con 4mm para el tamaño de elementos y una escala de deformación de 100.

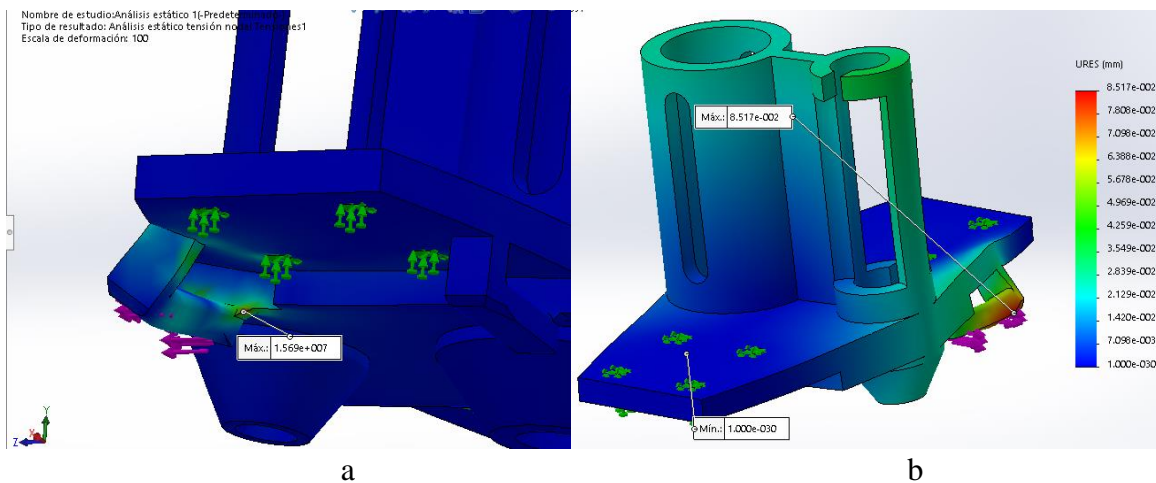


Figura 75. a) Tensión nodal de Von Mises, b) Desplazamientos estáticos

En la figura 75a se muestra el criterio de máxima tensión de Von Mises, basado en la teoría de energía de distorsión (Mises-Hencky). De acuerdo a este criterio una pieza falla cuando en alguno de sus puntos la energía de distorsión por unidad de volumen rebasa cierto umbral, para el software utilizado este umbral es el límite elástico (o el de ruptura). Dicho criterio se aplica para materiales dúctiles, y el PLA a temperatura ambiente puede ser considerado frágil (Ferrer C. et al., 2003), sin embargo el software le define un límite elástico de $5,9 \times 10^7 \text{ Pa}$. Presentándose en un punto de la aleta su tensión máxima de 15,69 MPa.

Una vez presentado el análisis en la aleta se aplican las demás fuerzas que interaccionan con la base de extrusor obteniendo los resultados mostrados en las figuras 76, 77 y 78. Con malla sólida estándar y escala de deformación de 20.

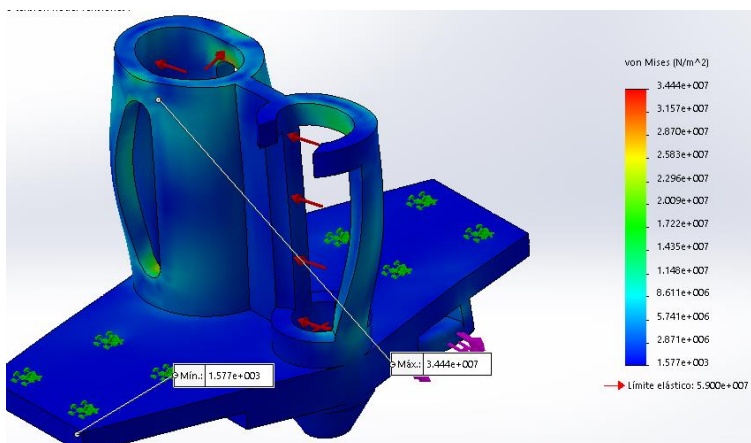


Figura 76. Máxima tensión de Von Mises

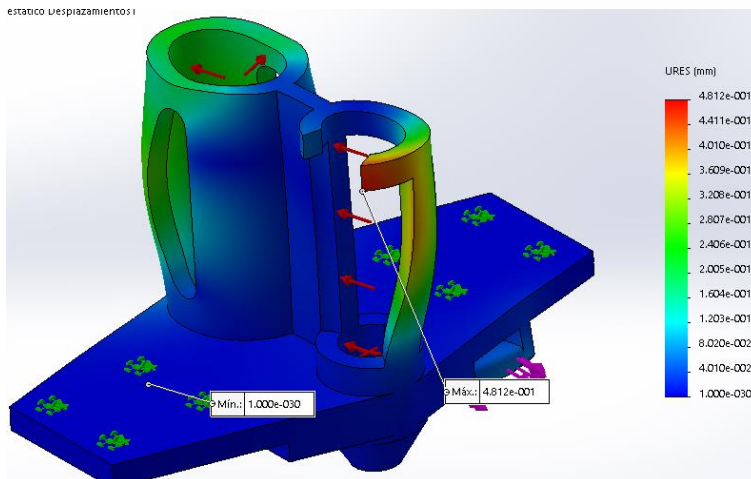


Figura 77. Desplazamientos estáticos

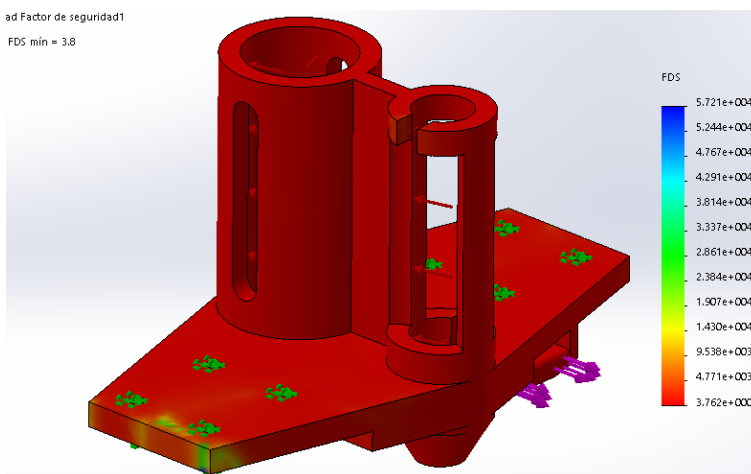


Figura 78. Factor de seguridad

Tensión máxima de 34 MPa, desplazamiento estático máximo de 0,4mm. A pesar de que la base solo soportará en parte las presiones (la mayor parte lo hará la jeringa) se obtiene un factor de seguridad mínimo de 3.8 evidenciando un diseño seguro que se podrá ensamblar en la estructura de la impresora y podrá tener un desempeño adecuado.

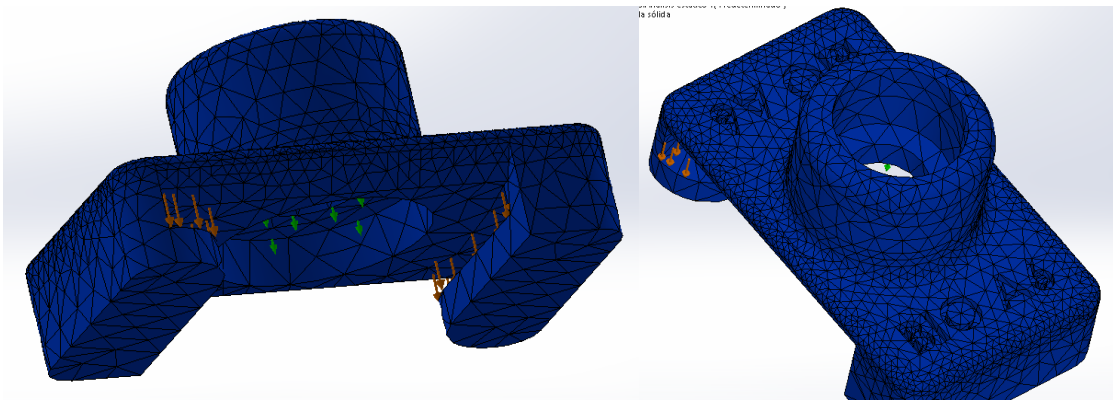


Figura 79. Análisis estático del cabezal

Para el cabezal se utiliza malla basada por curvatura y fijación de rodillo (Flechas verdes) en el orificio para el empaque situado en la parte inferior del cabezal, debido a que este sector va a estar con contacto con el cilindro el cual restringe desplazamientos axiales, pero no desplazamientos en el plano. La sujeción de rodillo se ajusta a estas condiciones.

Las flechas rojas indican la presión de 75 psi que soportan las aletas. Al llenar el cilindro con aire a presión este se va a distribuir uniformemente empujando el polímero y el cabezal, las aletas de este último son las encargadas de resistir el empuje del aire, así que se ejecuta los análisis estáticos para determinar su comportamiento y validar el diseño. Los resultados se muestran en las figuras 80 y 81 a una escala de deformación de 20.

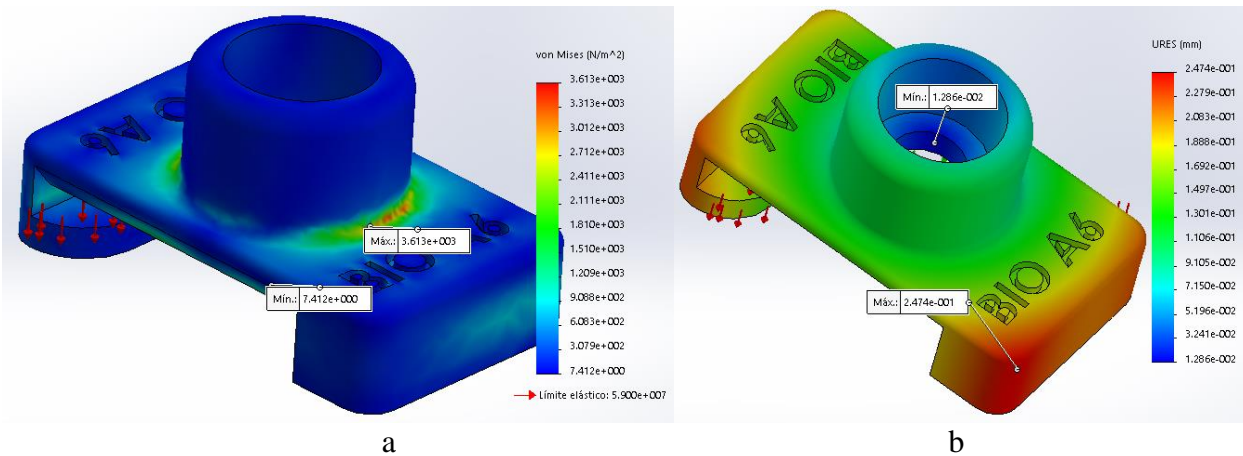


Figura 80. a) Tensión nodal de Von Mises, b) Desplazamientos estáticos

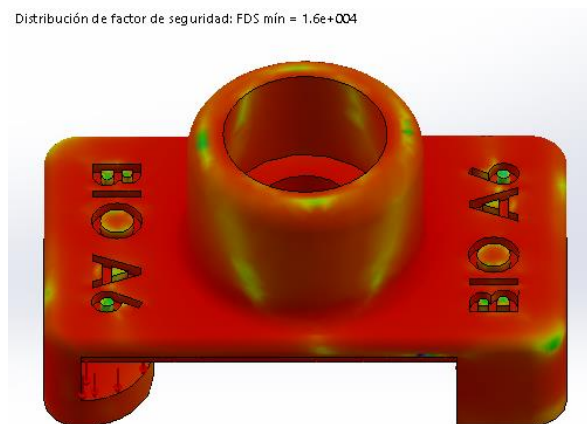


Figura 81. Factor de seguridad

Los resultados son una tensión máxima de 3,6KPa con un límite elástico de 59MPa, un desplazamiento máximo de 0,2mm, ubicados en los puntos indicados por las figuras 80a y 80b, respectivamente. Y un factor de seguridad de 16330 que validan en diseño. El cabezal pequeño soporta solo 30Psi así que se omite su análisis.

Se omite el análisis de las guías que soportan al nuevo extrusor debido a que el peso de este no excede al del extrusor original y por lo tanto se asume que ningún esfuerzo que se pueda presentar con el nuevo extrusor afectará a la seguridad del diseño.

3.5 Diseño del módulo contenedor de la impresora 3D

A fin de “aislar” la impresión de agentes externos se implementa un módulo contenedor cúbico, que asegurará la estructura de la impresora en su interior y soportará exteriormente sus componentes electrónicos, convenientemente posicionados dentro de una caja de control. Estructuralmente, estará compuesto por perfiles de aluminio, para sus aristas, y con vidrio, para sus paredes. Se opta por perfiles de aluminio por poseer las siguientes características:

Los perfiles de aluminio son subproductos normalmente utilizados para propósitos estructurales con buenas propiedades mecánicas. (Gestion de Compras Industrial Sourcing, 2004) Sus propiedades más destacables son: ligereza, resistencia a la corrosión, buena conductividad, alta ductilidad, capacidad reflectora de luz, impermeabilidad, no emite ningún olor, es completamente reciclable y no es magnético ni tóxico. (Galipur SL., s. f.)

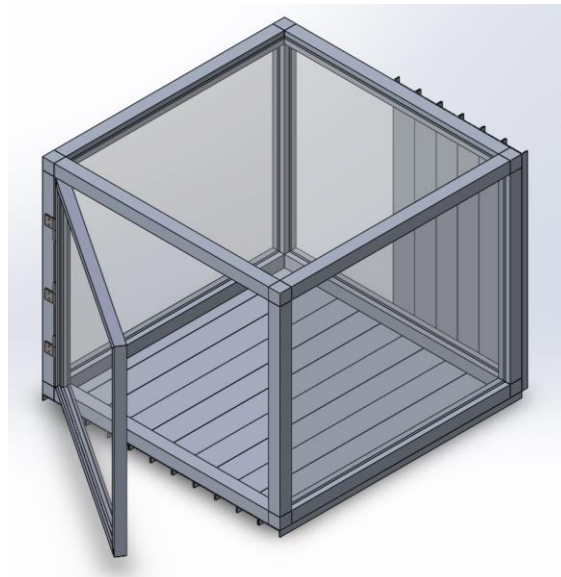


Figura 82. Modulo contenedor

Se usa un software de diseño CAD para modelar el contenedor y verificar que sus dimensiones sean las correctas. El módulo cuenta con una compuerta y una superficie creada con perfiles de aluminio tipo U en su pared posterior, en esta se fijará la caja de control, a su vez tiene una base construida con el mismo tipo de perfil, donde se aprovechan sus canales para ocultar el cableado de la impresora.

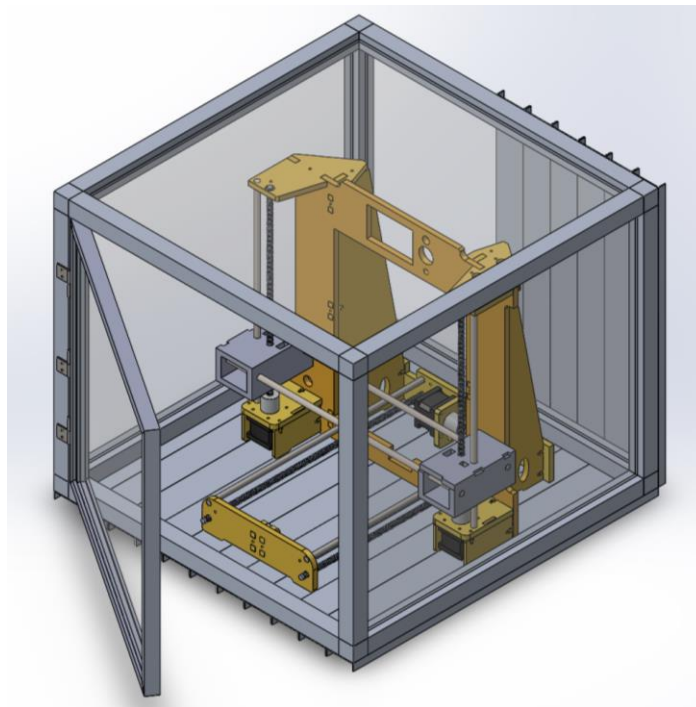


Figura 100. Módulo de impresión 3D

Se modela la impresora 3D, se la usa para tener vista previa, una mejor perspectiva para la posterior implementación del módulo y para explicar el ensamble real de la misma (sección 4.1). Como se expuso, el modulo tiene la función principal de albergar a la impresora 3D, protegerla del polvo y además partículas del ambiente. Las dimensiones del módulo se basan en el tamaño de la impresora y los alcances máximos de cada eje del plano horizontal (X y Y).

3.6 Diseño del control electrónico

Si bien el control de los motores paso a paso, finales de carrera y HMI lo ejecuta la Anet Mainboard (A1284-Base) de la impresora, el control de electroválvula, iluminación y acondicionamiento de señales se la asigna a otra tarjeta de control, diseñada para que trabaje a la par con las señales proporcionadas por la Mainboard.

3.6.1 Acondicionamiento de señales

La activación de la electroválvula (encargada de dar paso al aire comprimido hacia el extrusor) debe ser oportuna, accionarse al inicio de la impresión cuando la boquilla del extrusor llega al cero pieza, síncrona respecto a la velocidad de avance y constante dependiendo de las trayectorias descritas por el fichero de códigos G.

Ya que la propia Mainboard (con su controlador de motor) se encarga de proporcionar estas condiciones de activación al motor paso a paso, situado en el extrusor y encargado originalmente de jalar el filamento para su extrusión (también llamado cuarto eje), se toma la señal de salida al motor desde la Mainboard y se la acondiciona para utilizarla en el accionamiento de la electroválvula. Dicha salida posee 4 cables (motor bipolar) correspondientes a sus devanados.

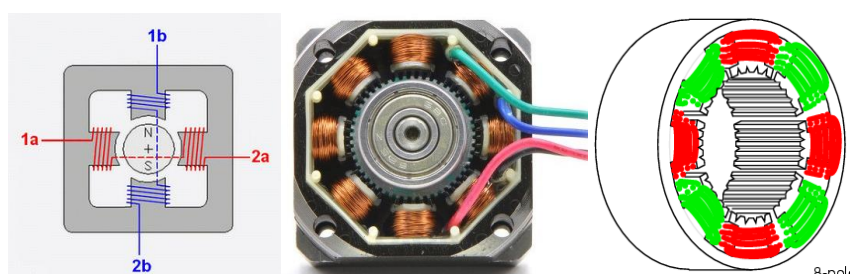


Figura 83. Bobinas motor paso a paso bipolar

Fuente: (Robots Argentina», s. f.)

Para producir un paso de avance es necesario alimentar las bobinas del motor con una secuencia adecuada, como se muestra en la figura 84. Estos pulsos de avance son los que se tomarán para la activación de la electroválvula después de pasar por un acondicionamiento.

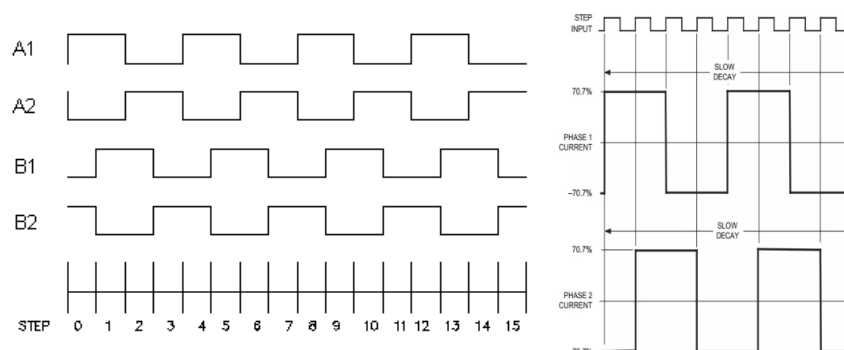


Figura 84. Pulso de avance motor paso a paso
Fuente: (Robots Argentina, s. f.)

En síntesis, este acondicionamiento consiste en tomar los pulsos de voltaje desde la Mainboard, rectificarlos usando un puente de diodos, pasar posteriormente la señal por un divisor de voltaje acoplado convenientemente con un capacitor y finalmente interpretar la señal con un microcontrolador que comandará la activación de la electroválvula.

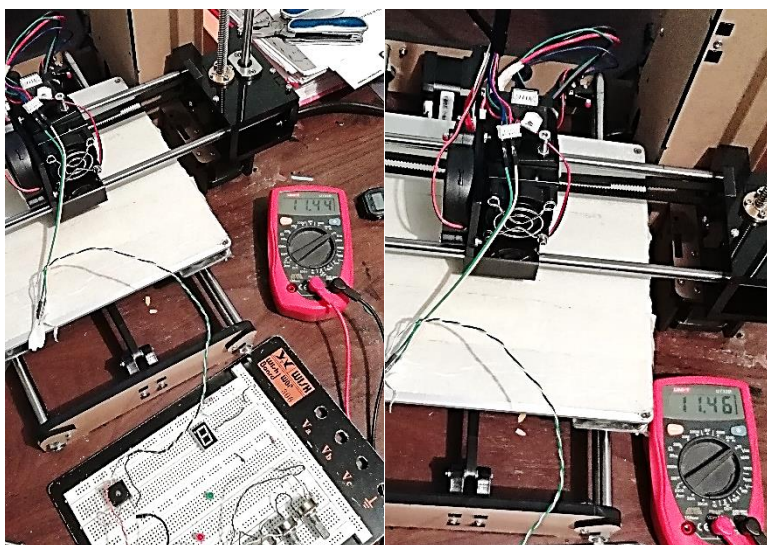


Figura 85. Medición del voltaje pulso de control rectificado

Para el diseño del circuito se utiliza un software de diseño electrónico. El voltaje del pulso de control es de $\pm 12v$, al pasar por el rectificador de onda completa se obtienen 12v positivos (DC) como se observa en la figura 85. El divisor de voltaje está compuesto por una resistencia variable y un diodo zener, (Figura 86) este último elemento posee la característica de no conducir hasta que se alcance el voltaje zener (V_z) pero una vez alcanzado este voltaje se mantiene constante, aunque se aumente el voltaje suministrado al mismo, esto siempre y cuando este en polarización inversa. (Boylestad R., Nashelsky L., 2009) El diodo zener utilizado es de 7.5Vz por lo que deja a la resistencia con los 4,5v restantes.

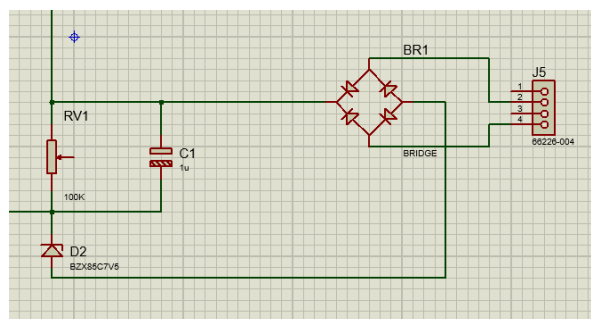


Figura 86. Circuito rectificador de señal

Debido a que la señal original está compuesta por pulsos AC al rectificar, en cada medio ciclo la señal cae a un nivel de cero voltios (Figura 87a), esto es contraproducente para la activación de la electroválvula ya que el controlador cada que vez que lea estos valores de cero mandará a desactivar su solenoide haciendo que la extrusión sea intermitente. Para evitar este problema se adiciona al divisor de voltaje un capacitor de $1\mu F$ que con su descarga entre cada pulso compensará dicho vacío. En las figuras 87 se muestran las formas de onda de la señal cuadrada dada por la Mainboard (Azul) y la señal rectificada (Amarilla).

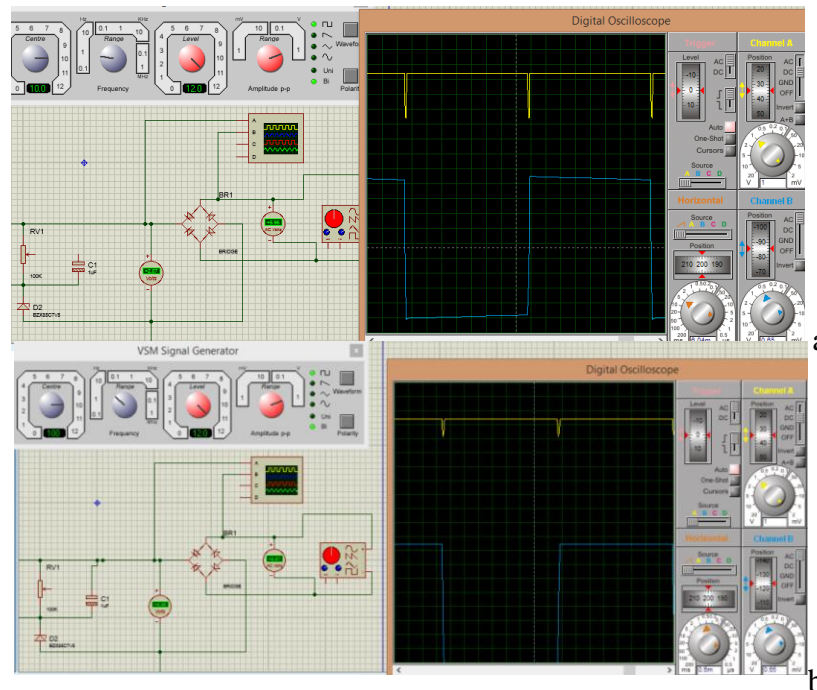


Figura 87. a) señal sin capacitor b) señal con capacitor

Que la señal acondicionada sea lo más lineal posible es importante para la continuidad de extrusión, parando únicamente cuando la señal del Mainboard deje de ser enviada.

3.6.2 Interpretación y respuesta del microcontrolador

Se usa la plataforma de prototipos electrónicos de código abierto Arduino, en su versión de tarjeta Arduino UNO, para la lectura y respuesta de la señal acondicionada, la tarjeta lee voltajes de máximo 5v con sus entradas analógicas, (Motivo por el cual se redujo el voltaje en el acondicionamiento) y los divide en 1024 partes correspondientes a los 10 bits que maneja por defecto, tomará una medición cada 300 milisegundos correspondientes a las fracciones de voltaje del punto de medición.

Se establece un límite inferior de voltaje, medido por la tarjeta, de 300 (1,46v), para fijar las condiciones de encendido y apagado de la electroválvula. Si la medición de voltaje sobrepasa este umbral quiere decir que la Mainboard está activando el cuarto eje, y la extrusión debe comenzar. En el caso contrario, si el voltaje entrante es inferior quiere decir que la señal de la Mainboard no superó el voltaje zener y por lo tanto la extrusión se desactiva.

El umbral de 1,46v se determinó leyendo las diferentes magnitudes de voltaje (ya acondicionado) que proporciona la Mainboard durante un proceso de impresión normal. La programación de todas las condiciones se realizó en el entorno desarrollo (IDE) Arduino como se muestra en la figura 88.

La tarjeta de control contiene el circuito de acondicionamiento de señal, los relés que permiten la activación de la electroválvula e iluminación del módulo, pines para la conexión de la tarjeta Arduino, un led indicador de encendido, otros dos para indicar la actividad de la electroválvula e iluminación y las borneras de conexión para las señales de entrada y salida, como se muestra en la figura 89. La iluminación del módulo es automática, accionada al sensor la proximidad del sujeto con ultrasonido.

Una vez definida la tarjeta de control se procede al diseño del PCB siguiendo los lineamientos para diseño de PBC como optimización de espacio, cambio de dirección de pistas con ángulo de 45°, ancho de pista de 40th para señal y 70th para línea de potencia, intersecciones en Y, agrupación de circuitos según función que cumplan y plano de poder a tierra para menguar corrientes parásitas, como se muestra en la figura 90

```

Control_Completo $
//Declaración de variables
const int Trigger = 10; //Pin digital 2 para el Trigger del sensor
const int Echo = 9; //Pin digital 3 para el Echo del sensor
int led = 11; //Salida digital para activación de iluminación
int Vextrusor = A2; //variable para lectura de entrada analoga
int Evalv = 0; //Niveles digitales
int control = 6; // salida digital 6
float escala = 100; //100 para voltios, 0.1 para milivoltios
long tiemp, dist; //Variables para calculo de distancia

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(Vextrusor, INPUT);
  pinMode(control, OUTPUT); //definir pin como salida
  pinMode(Trigger, OUTPUT); //salida del pulso generado por el sensor ultrasónico
  pinMode(Echo, INPUT); //entrada del pulso generado por el sensor ultrasónico
  pinMode(led, OUTPUT); //alarma de la distancia(encenderá el led)
}

void loop() {
  Evalv = analogRead(Vextrusor); //Lectura en entrada analoga
  Serial.println("bits: "); //Muestra el nivel digital de la entrada
  Serial.println(Evalv);
  int lectura = map(Evalv, 0, 1023, 0, 500); //revaloriza cantidades
  float voltaje = lectura/escala; //Conversion a V
  Serial.println("Voltios: ");
  Serial.println(voltaje);
  Serial.println("\t");
  if (Evalv>300) {
    Serial.println("\t");
    if (Evalv>300) {
      Serial.println("\t");
      if (Evalv>300) {
        digitalWrite(control, HIGH);
        Serial.println("Encendido");
      }
      if (Evalv<300) {
        digitalWrite(control, LOW);
        Serial.println("Apagado");
      }
      //Llamado a función para sensor ultrasónico
      int cm = ping(Trigger, Echo);
      Serial.print("Distancia: ");
      Serial.println(cm);
      if (dist<50) { //Condición de encendido para iluminación
        digitalWrite(led, HIGH);
      }
      else {
        digitalWrite(led, LOW);
      }
      //Tiempo de espera
      delay(300);
    }
  }
}

//Funcion para sensor ultrasónico
int ping(int Trigger, int Echo) {
  digitalWrite(Trigger, LOW); //LOW 4us para generar un pulso limpio
  delayMicroseconds(4);
  digitalWrite(Trigger, HIGH); //Disparo del Trigger 10us
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(Trigger, LOW);
  tiemp = pulseIn(Echo, HIGH); //Medición tiempo entre pulsos, en microsegundos
  dist = tiemp * 0.017; //Distancia a cm
  return dist;
}

```

Figura 88. Programación en IDE Arduino

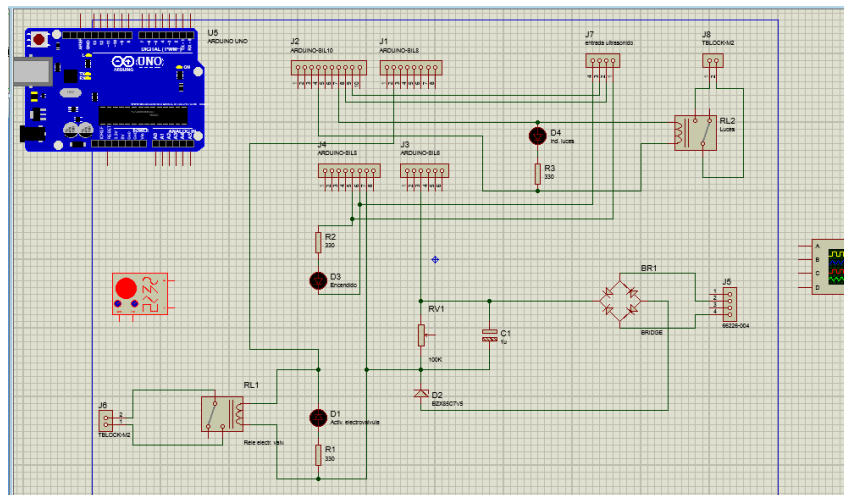


Figura 89. Circuito de tarjeta de control

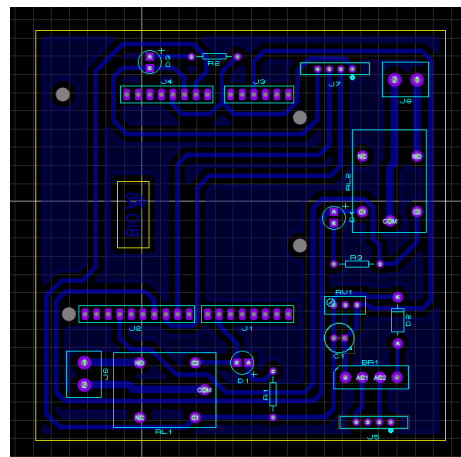


Figura 90. PCB del circuito

CAPÍTULO IV

IMPLEMENTACIÓN DE LOS SISTEMAS ELECTRÓNICO Y MECÁNICO

En este capítulo se detalla la conformación del medio/herramienta de impresión 3D, de cada componente del sistema mecánico y demás partes estructurales, basándose en el diseño y criterios de selección de materiales expuestos en el capítulo anterior. De igual manera, se procede a la implementación del sistema de control del nuevo extrusor considerando, además, ciertas condiciones físicas del medio de trabajo que se necesitarían para la impresión de biomaterial.

4.1 Ensamble de impresora 3D base

En esta sección se expone la experiencia de ensamblar el medio de impresora 3D Anet A6, el reconocimiento de sus elementos estructurales servirá para determinar su función y las modificaciones que se podrían realizar en los mismos. Se procede de igual manera para los elementos de control. Se detallan la totalidad de los elementos y herramientas que conforman la impresora Anet A6 en el anexo B. La tabla 15 es una síntesis de los elementos más importantes.

Tabla 15

Lista de materiales

Número	Nombre	Número	Nombre
1	Placa frontal principal	11	Placa soporte lateral
2	Placa soporte de bloqueo derecho	12	Ensamble del rodamiento
3	Motor eje z izquierdo	13	Placa posterior
4	Placa para fijación del motor eje z	14	Motor eje y

CONTINÚA



5	Seguro Barra Roscada 318 mm	15	Placa fija del motor eje y
6	Placa soporte de bloqueo izquierdo	16	Motor eje z derecho
7	Barra Lisa 380 mm	17	Barra roscada 400 mm
8	Soporte motor eje x	18	Barra lisa 418 mm
9	Barra Lisa 340 mm	19	Motor eje x
10	Placa frontal		

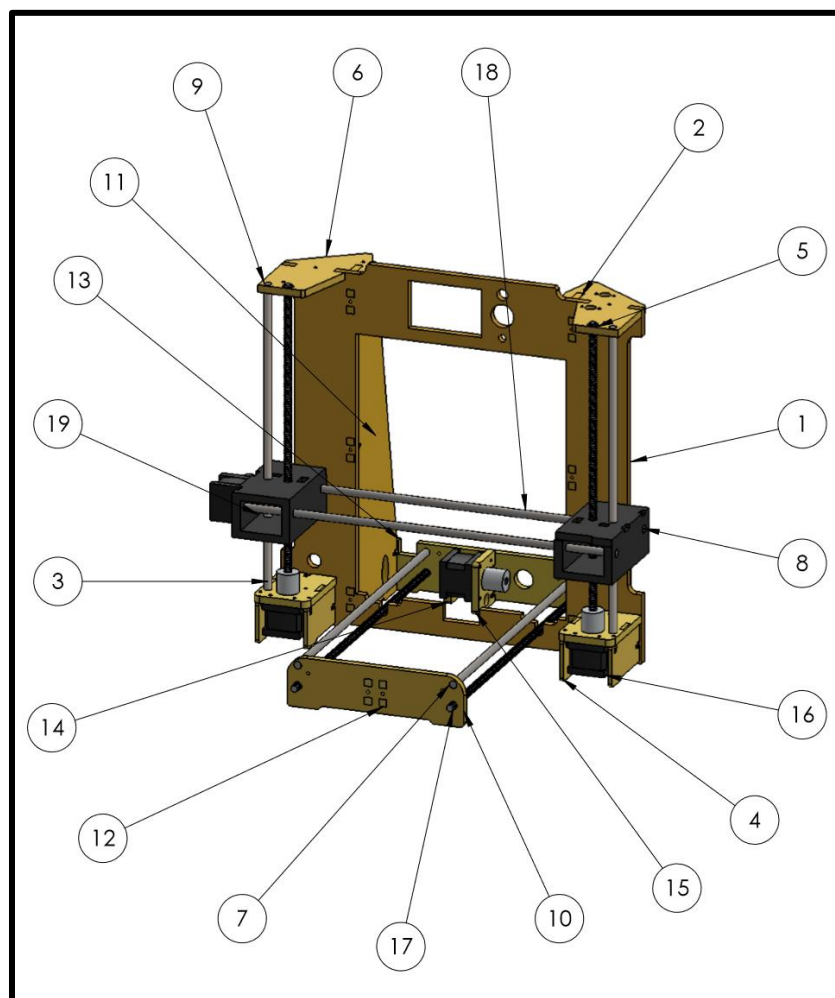


Figura 91. Modelo CAD partes de impresora 3D

Ensamble 1

Usando los elementos 1, 2 y 6 mostrados en la figura 91 se conforma el soporte frontal, el cual sirve como base para la mayoría de componentes de la impresora. Cada una de estas piezas son aseguradas con elementos de sujeción expuestos en la tabla del anexo B (tornillo M3x18).

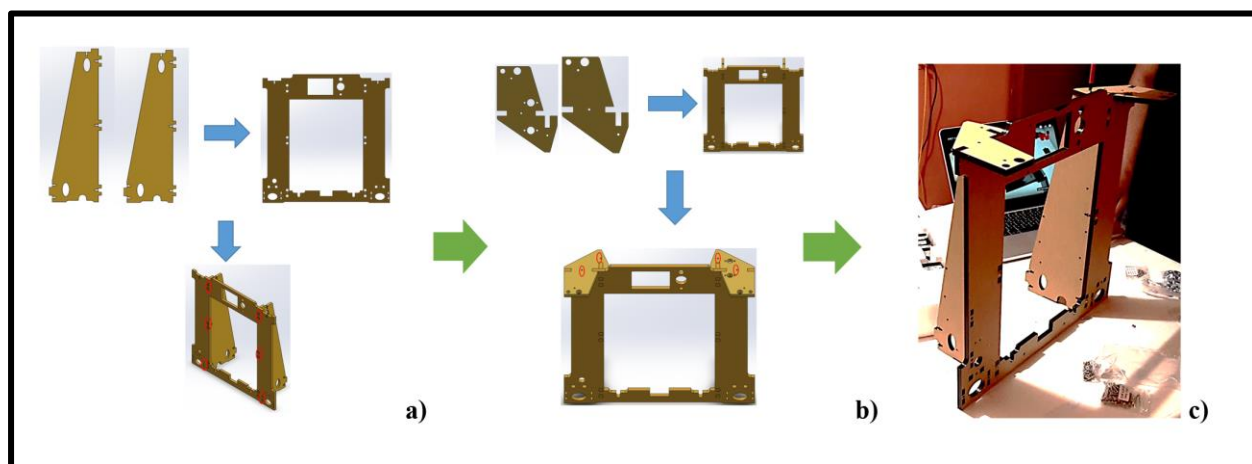


Figura 92. Soporte principal (a), Soportes de bloqueo (b), Ensamble real (c)

Ensamble 2

La impresora 3D cuenta con 3 superficies de apoyo inferiores (al suelo). Uno en la parte posterior, en el cual se ensamblan el motor del eje Y con su respectivo final de carrera (figura 93) otro en la parte intermedia de la impresora (placa frontal principal) y otro en la delantera (placa frontal) en el cual se localiza el rodamiento que albergara a la banda de desplazamiento de la cama caliente. Además de todos los apoyos inferiores, cuentan con orificios que servirán como guía para las barras roscadas en los cuales se apoya la cama caliente. Estos elementos son ensamblados individualmente como se muestra a continuación en la figura 93.

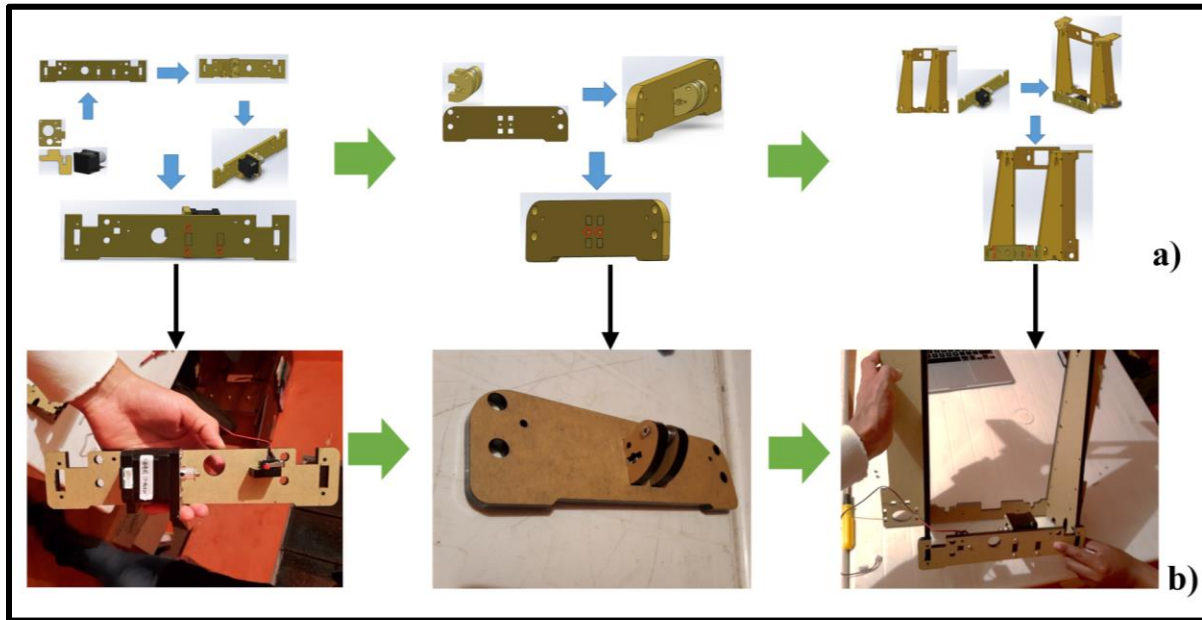


Figura 93. Apoyos inferiores

Ensamble 3

Se aseguran dos varillas roscadas que atraviesan los soportes inferiores, bloqueando el desplazamiento de los elementos estructurales por el eje Y. Posteriormente se ensamblan los rodamientos lineales con sus guías, habilitando el desplazamiento de la cama (figura 94).

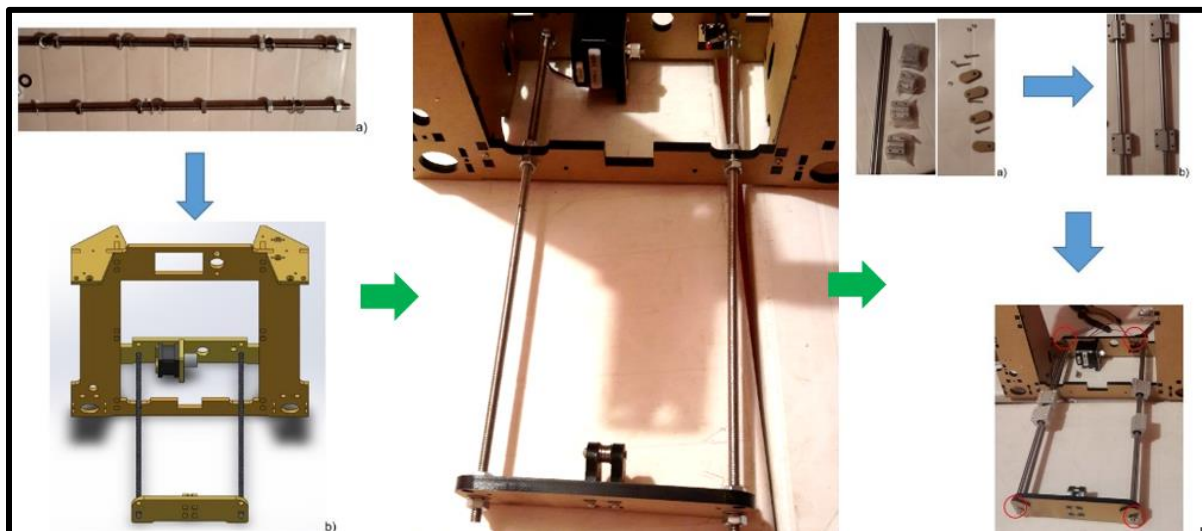


Figura 94. Guías y rieles de cama

Ensamble 4

El soporte de la cama caliente es de acero inoxidable por lo que tiene un peso considerable, la estructura tienen una forma de H que en su parte media cuenta con seguros, que ayudan a tensar la banda de transmisión para el desplazamiento de la cama caliente. En el ensamble de la banda se debe seguir los pasos correspondientes al pie de la letra, dado que la errónea colocación de la misma producirá el desgaste temprano de la banda, así como una disminución de la calidad de impresión, ocasionada por las posibles vibraciones generadas en el motor al tener un desalineamiento de su eje, que puede ser causado por la mala colocación de la banda.

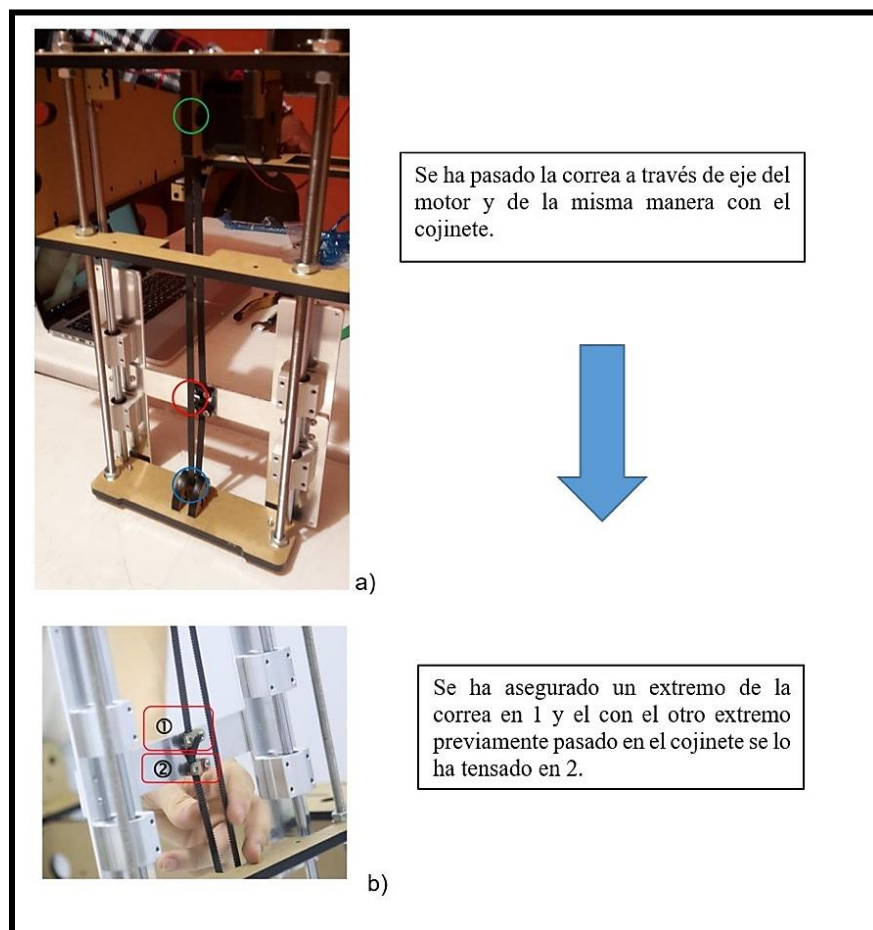


Figura 95. Carril de cama - a) Ubicación de la correa, b) Tensado de la correa

Ensamble 5

Los motores del eje z cuenta con soporte que permite la protección de los mismo, pero la función principal de ellos es mantener fijos a los motores para que de esta manera reducir al máximo las vibraciones en este eje, estos soportes son diseñado exclusivamente para estos motores y en el cual podemos encontrar orificios que están colocados a las distancias exactas en donde saldrá el eje del motor.

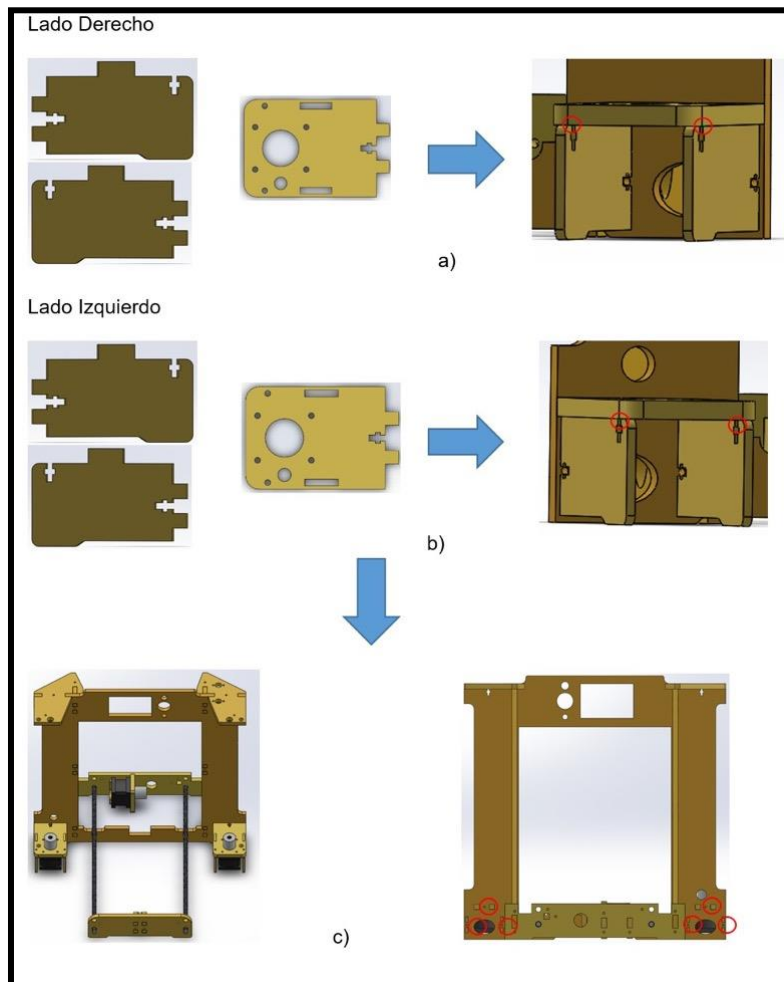


Figura 96. Ensamble de los soportes de los motores Z (a y b), Posición de los motores y ubicación de los tornillos (c)

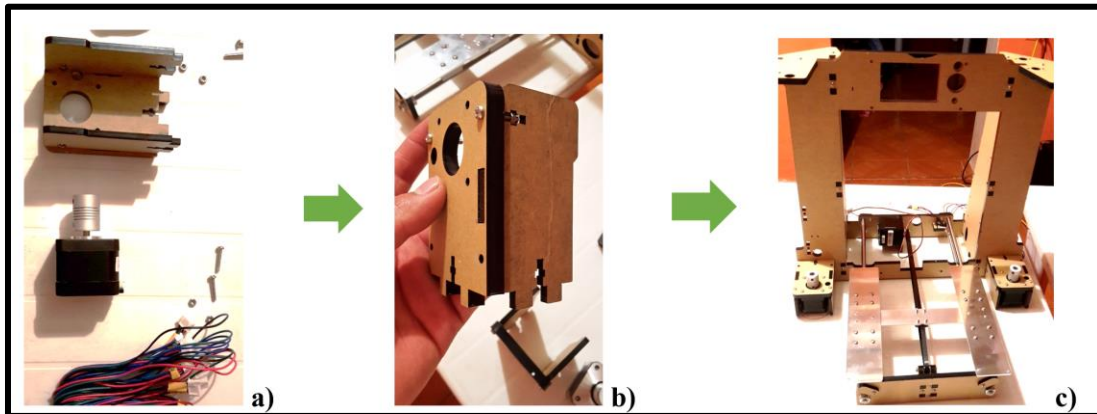


Figura 97. Soportes de motores Z

Ensamble 6

En los soportes móviles del motor del eje X se encuentran orificios por donde se colocan las varillas y guías, una sirve como guía y para dar la estabilidad al eje x, y la otra (roscada) permite el desplazamiento ascendente y descendente del eje Z. Se sujetan en las placas de bloqueo y en las bases del eje y motores Z como se muestra en la figura 98.

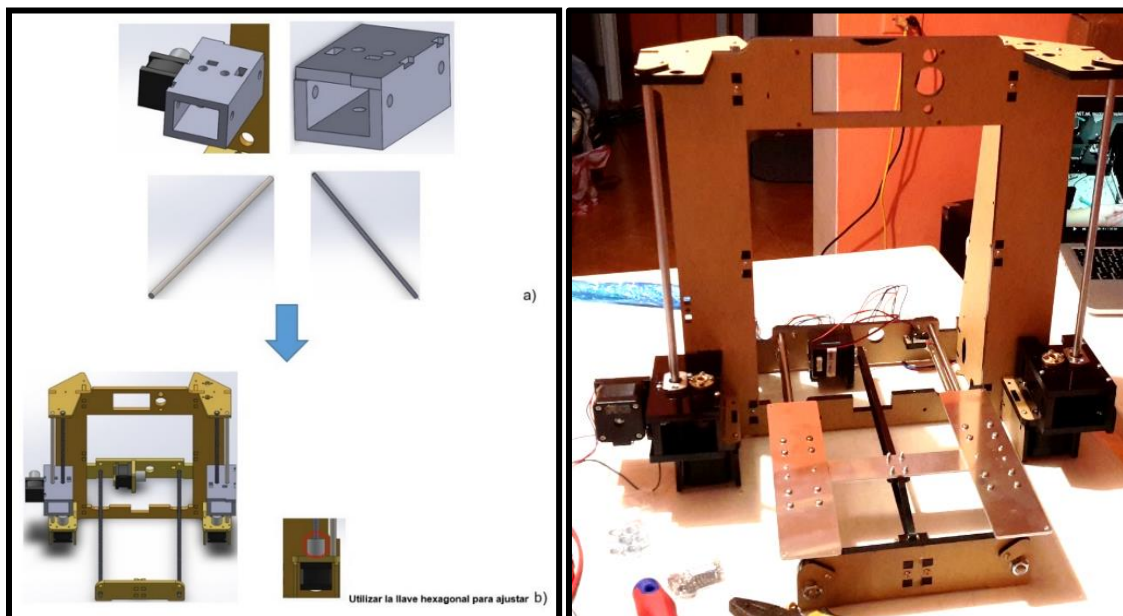


Figura 98. Ensamble soporte para motor X y varillas guía

Ensamble 7

La cama caliente es de Aluminio la cual es asegurada a la estructura de la misma mediante tornillos y arandelas de tipo mariposa (figura 99), este tipo de arandelas permite posteriormente realizar la calibración manual de la cama, esta calibración es una de las más importantes dado que si no es realizada de la manera correcta, el material no se puede adherir a la cama, siendo esta una de las principales causas de las impresiones 3D fallidas.

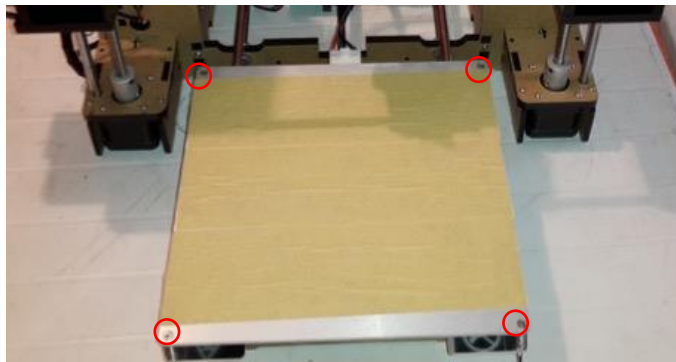


Figura 99. Ubicación y aseguramiento de cama caliente

Ensamble 8

El montaje de la circuitería eléctrica no es el procedimiento que más tiempo conlleva realizar, dado a la enorme cantidad de cables que cada uno de los elementos contienen. Cada uno de ellos están correctamente etiquetados para evitar complicaciones. Se debe tener en cuenta la posición de la pantalla LCD y de cada uno de sus elementos para que trabaje adecuadamente (figura 100), los motores deben ser conectados a sus respectivos drivers, que esta integrados en la tarjeta Mainboard, y finalmente la impresora 3D será alimenta mediante una fuente que tiene varios puertos de distribución de energía eléctrica para cada una de las funciones de la impresora. Como se muestra en las figuras 101 y 102.

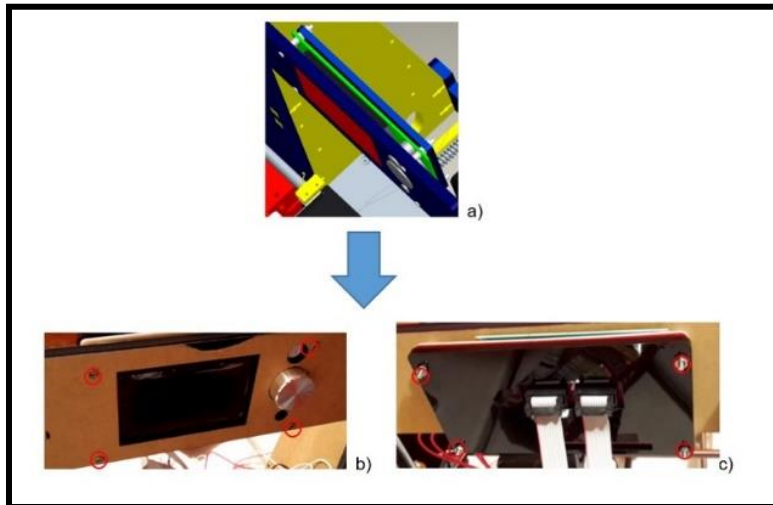


Figura 100. Soporte HMI (a), sujeción (b), cubierta posterior (c)

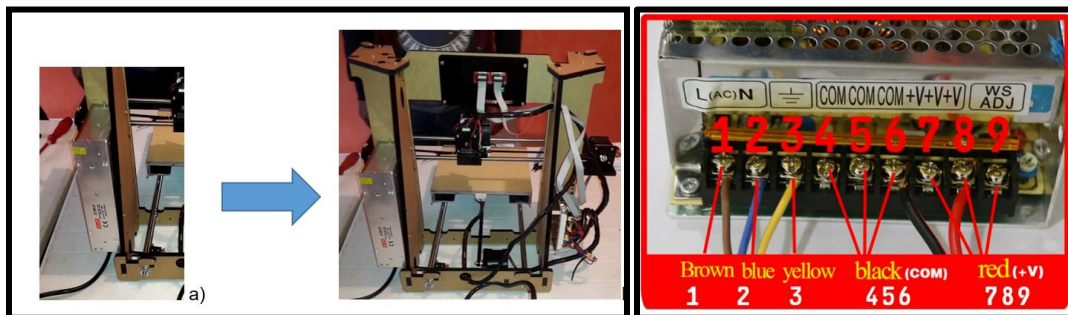


Figura 101. Fuente de alimentación (a), Distribución de pines (b)

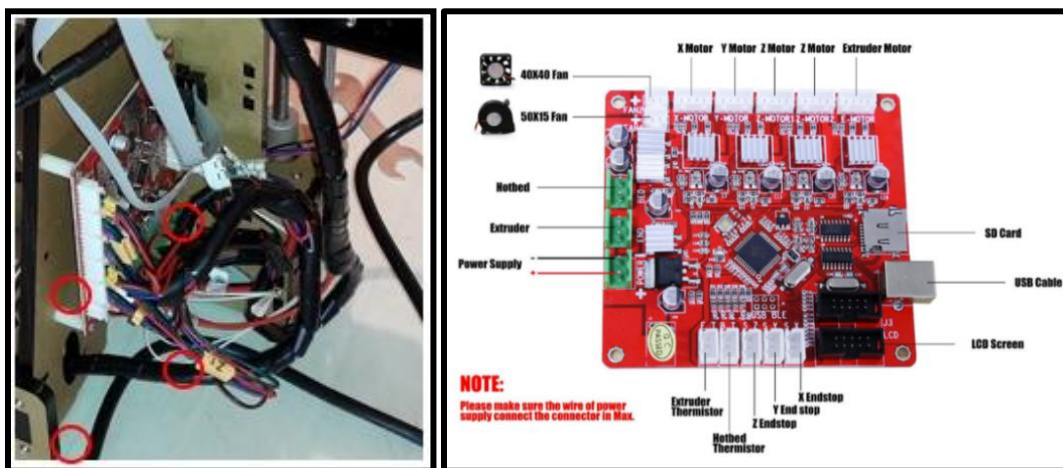


Figura 102. Mainboard

Resultado final

Cada uno de los cables están identificados y se los han conectado como indica el “A6 3D Printer Installation Manual” tanto para la Mainboard como para la fuente. Posteriormente se cubren todos los cables de conexión con el tubo de enrollamiento.

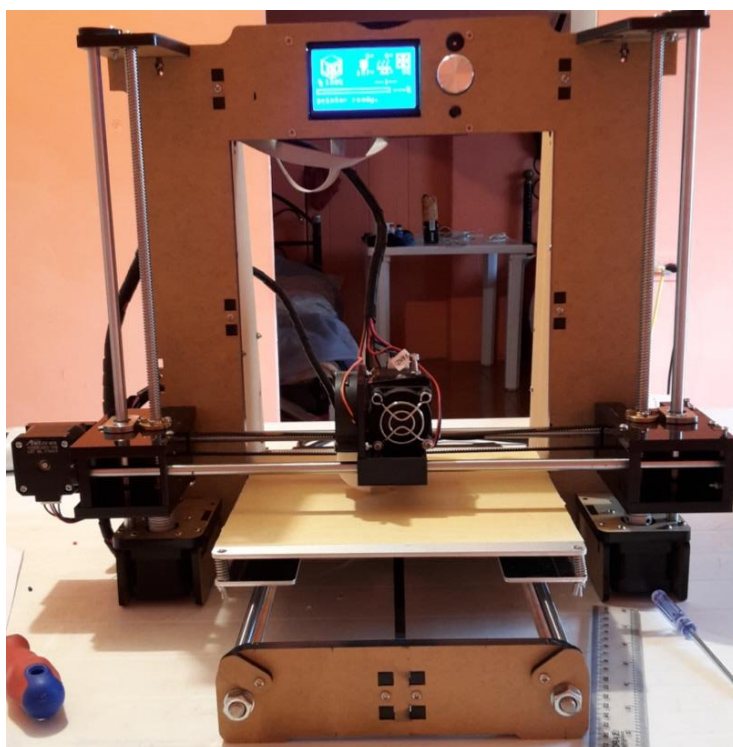


Figura 103. Impresora Anet A6

4.2 Conformación del sistema mecánico y partes estructurales

En primera instancia se imprimen los componentes del extrusor (base, tapa) y elementos estructurales (soporte de interfaz, tapa reforzada). Para posteriormente pasar al reemplazo y ensamble del nuevo extrusor, construcción del módulo, fijación de la estructura de la impresora dentro del módulo y su interfaz.

4.2.1 Impresión de componentes

Base

Como se indicó anteriormente se usa el método de impresión 3D FDM, deposición de hilo fundido formando capa sobre capa de material. Al ser la base un elemento relativamente voluminoso se aplica adherencia a la placa de impresión de tipo borde, esto para evitar que el sólido se desprenda durante la impresión, densidad del 90% y 50°C de temperatura de cama.

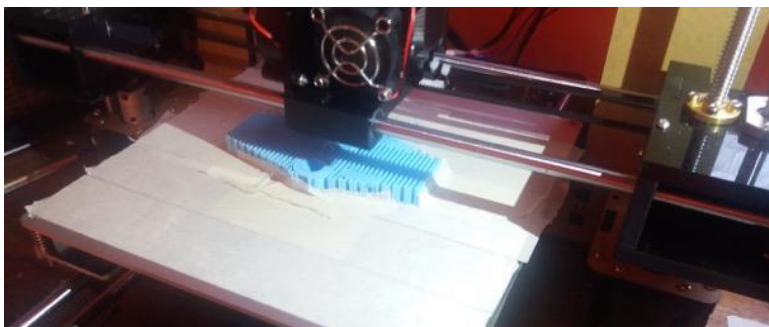


Figura 104. Impresión de la base del extrusor

La impresora 3D tiene varios parámetros que se pueden configurar para mejorar la calidad del sólido, es así que los más importantes son la velocidad de impresión y el grosor de capa que tiene un rango de 0,2-0,6mm, también los tipos de soporte que permiten imprimir partes de la estructura que se encuentre en voladizo.



Figura 105. Base impresa

Para variar el nivel de resistencia del sólido, se cambian los porcentajes de relleno que la estructura tendrá es así que se manejan porcentajes siendo 10% el nivel más bajo, obteniendo un cuerpo muy liviano, pero poco resistente, y 100% el nivel más alto, consiguiendo una estructura más pesada pero resistente.

Cabezal

Se imprimen dos versiones de cabezal, una normal y otra reforzada. Esto con la finalidad de contar con un repuesto por si la tapa original falla o se pierde. La tapa reforzada cuenta con paredes más anchas, por lo tanto, es más voluminosa que la versión original. Como indican las figuras 106a y 106b, respectivamente

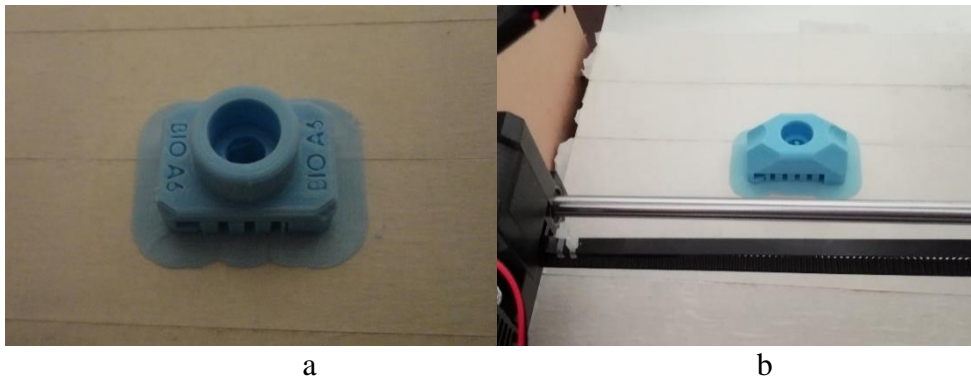


Figura 106. a) Cabezal normal, b) Cabezal reforzado

Soporte de interfaz

La pantalla LCD junto con los botones de mando y el sensor ultrasónico se situarán en este soporte, que a su vez se fijará en la arista frontal del módulo. Al igual que la tapa, se imprimió 2 versiones del soporte. No se realizaron análisis estáticos en este elemento debido a que no soporta cargas de ningún tipo.

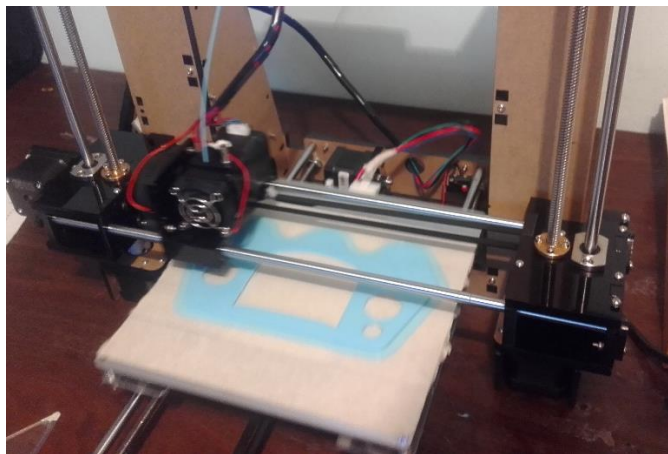


Figura 107. Soporte de interfaz

4.2.2 Ensamble del nuevo extrusor

Una vez removido el extrusor anterior, sobre los 2 rieles guía del eje X se colocan rodamientos lineales con soporte (SC8UU), 1 en cada eje. Estos rodamientos poseen fijación directa y son específicamente usados en plataformas deslizantes movidas por motores paso a paso, están hechos de aluminio con un diámetro Interior de 8mm, longitud de 30mm, ancho de 34mm, pesan 58 gramos y soportan una carga dinámica de hasta 260N. (Naylamp Mechatronics, s. f.)

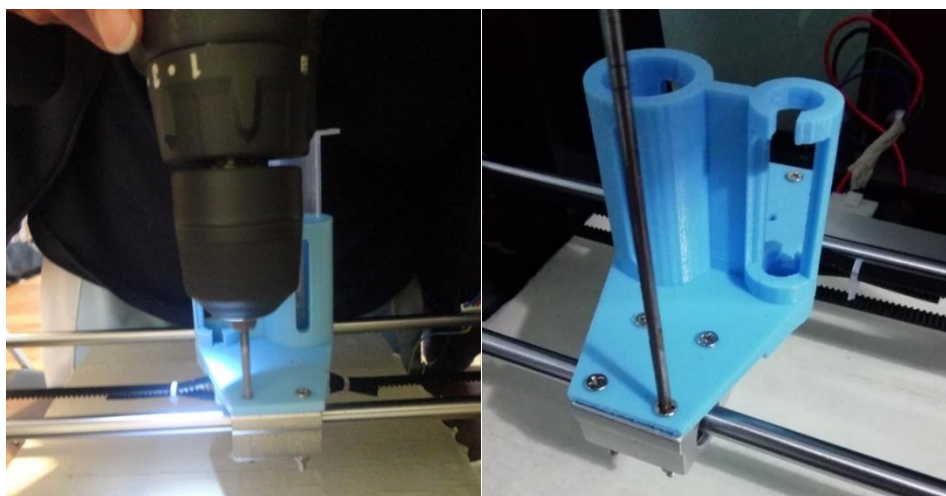


Figura 108. Sujeción de base del extrusor

Sobre estos rodamientos va sujeta la base del extrusor mediante 6 tornillos M3 con sus respectivas tuercas. La importancia de un alineamiento en las sujeciones radica en que si los rodamientos pierden colinealidad con la guía pueden presentarse rozamiento o fricción excesiva entre ambos. Esto se traduce en un mayor esfuerzo para el motor X, al jalar un elemento que se resiste al movimiento a causa de su rozamiento. La correa dentada, encargada de transmitir el movimiento del motor, se sujeta en las aletas de la base y se aseguran con correas de amarre.

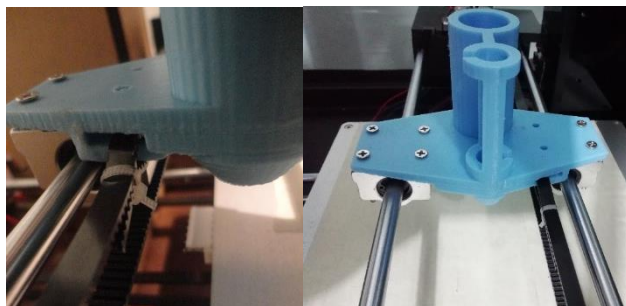


Figura 109. Fijación de correa dentada

La jeringa estándar se asegura con el cabezal por medio de sus aletas con el empaque mediando entre ambos (como se explicó en el capítulo anterior). La propia junta de estanquidad de la jeringa se utiliza como actuador lineal sin vástago, ya que este tiene el diseño adecuado para no dejar pasar fluidos entre ambos lados del cilindro, mientras en el cabezal se ajusta el racor M12.



Figura 110. Cartucho estándar – Cartucho Cellink

En el compartimento 1 se posiciona la jeringa estándar con el polímero resultante y en el 2 el cartucho de biotinta Cellink®. Esto da la posibilidad de imprimir con la biotinta en vez de con el polímero resultante, si así se lo desea. Cabe recalcar que los dos compartimentos son independientes en cuanto a la impresión, es decir que no se pueden utilizar ambos para un mismo trabajo, ya que el cero pieza es distinto para cada uno. El resultado final se presenta en la figura 111.

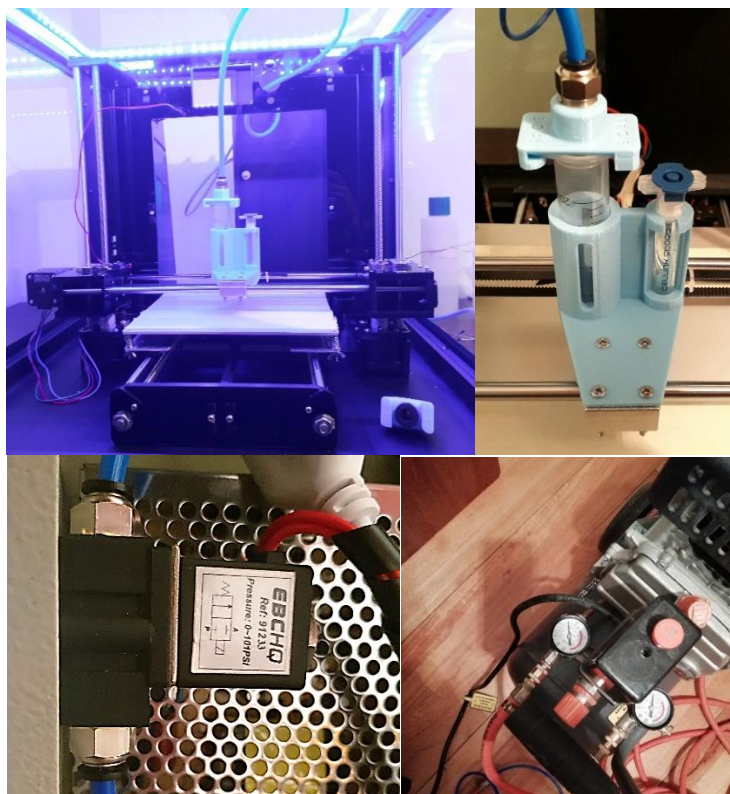


Figura 111. Extrusor – Compresor de aire y electroválvula

Estos elementos junto con el sistema neumático de deposición de material, conforman el extrusor. Como se expuso en el capítulo de diseño, este sistema está compuesto por un compresor neumático 25L, tubos de polietileno $\text{Ø}6 \times 4 \text{mm}$, racores M12, y la electroválvula 2/2 EBCHQ, 0-110psi, ref.: 91233 monoestable con retorno por resorte a NA y activación por solenoide.

4.2.3 Módulo contenedor

Se realizan los cortes en los perfiles de aluminio siguiendo las medidas del modelo CAD, utilizando una maquina cortadora de aluminio para el efecto. Una vez cortados todos los perfiles se los une con nudos a 90° formando un cubo, cada uno de estos nudos son asegurados en los perfiles mediante remaches.



Figura 112. Corte de perfiles

Sobre los perfiles de tubo cuadrado se colocan otro tipo de perfil de tipo C en el cual se va a asegurar el vidrio. Como se puede observar la estructura ya está asegurada pero los elementos de sujeción no son apreciables a simple vista, la estética esta es una de las características que se puede obtener al usar perfiles de aluminio. Posteriormente se fija de los perfiles tipo U en la base del módulo, como se aclaró en la fase de diseño este tipo de perfil nos ayuda a ocultar los cables de conexión de la impresora.



Figura 113. Colocación de los perfiles en U

Una vez cortado el vidrio para cada cara del módulo se procede a agregar el vinilo, este se fija y se evita el ingreso de partículas de polvo al interior del módulo. Finalmente, se ensambla la puerta del módulo asegurándola con bisagras planas, dado que se cuenta con un pequeño espacio de movilidad para puerta, y seguros de imán para fijarla al cerrarse. Sus dimensiones son 520mm de ancho, 463mm de alto y 544mm de profundidad.

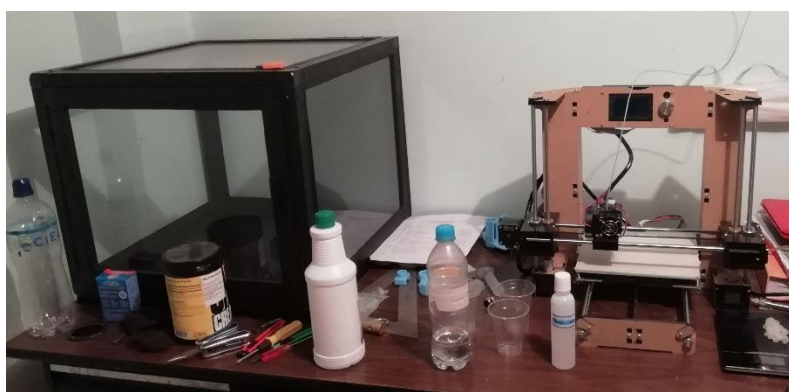


Figura 114. Módulo terminado

Tabla 16

Lista de materiales

NOMBRE	REFERENCIA	DETALLE
Tubo cuadrado	1286	1plg
Perfil "U"	1837	47 x 12,5 mm
Nodos	-	1plg
Vidrio templado	-	4 líneas
Perfil "F"	1582	Para vidrio templado
Vinilos	-	a 4 líneas
Remaches aluminio	6300030	D1: 2,4 mm

Fijación de la impresora dentro del módulo

La estructura de la impresora 3D va dentro del módulo mientras los elementos de control se sitúan fuera de esta y dentro de una segunda caja (caja de control). Los cables de conexión para los servomotores y finales de carrera pasan a través de los canales en U hasta la caja de control.

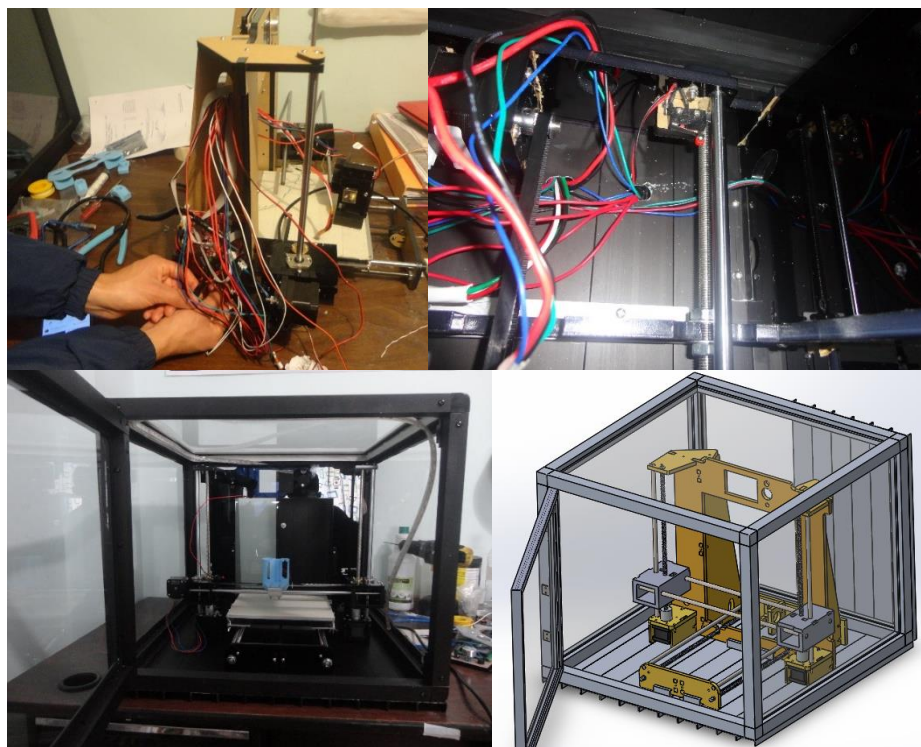


Figura 115. Montaje de la impresora dentro del módulo

Se reposicionó la mayoría de los componentes incluido el final de carrera del eje X, que se lo ubica en el soporte del motor paso a paso del mismo, anteriormente se encontraba ensamblado junto con el extrusor original. En esta nueva posición la determinación del cero pieza permanece inalterada.

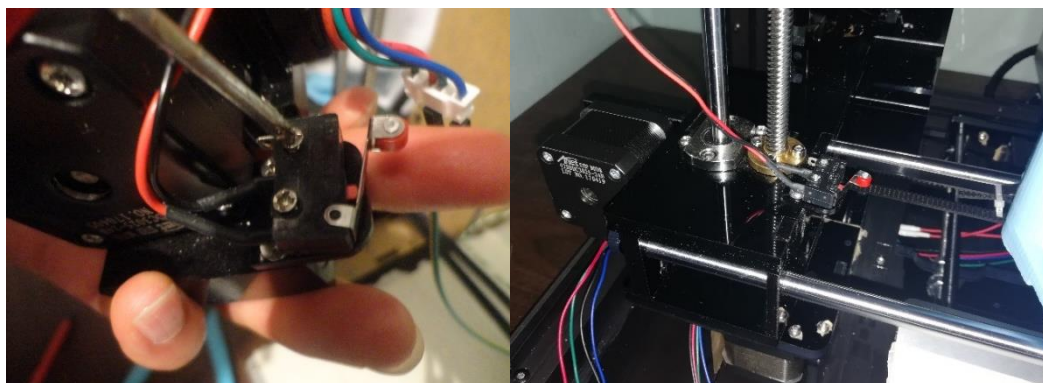


Figura 116. Final de carrera eje X

Interfaz

La impresora 3D Anet A6 cuenta con un LCD de 33x66mm con alimentación a 5v. El cual se coloca al frente del módulo, fijado por medio de un soporte, que también alberga al sensor ultrasónico. Cuenta con 2 buses de datos a 10 hilos que transfieren la señal y alimentación, a todos estos se les aumentó su longitud soldando secciones adicionales de conductor y se los colocaron dentro de los perfiles cuadrados hasta llegar a la caja de control. En la pantalla se muestran las temperaturas de trabajo (del extrusor y cama), el progreso de la impresión, y mediante los botones de mando el acceso a archivos, manejo manual de motores y demás funciones de una impresora 3D.



Figura 117. Interfaz

La función del sensor ultrasónico es sensar la presencia de cualquier objeto o persona que se coloque frente a la impresora a una distancia de 20 centímetros, con esto la iluminación se activará siempre y cuando el observador se coloque frente a la impresora. Dicha iluminación está conformada por una cinta de diodos led que se fijó en las orillas interiores del módulo por medio de canaletas y cinta doble fas.

4.3 Implementación del sistema de control

El control total de la impresora está a cargo de 2 tarjetas, la Mainboard A1284 y la tarjeta de control de extrusor. Esta última es la que se diseñó en el capítulo anterior, por lo tanto, se detallará a continuación su implementación.

En primera instancia se realiza en circuito impreso, para lo cual se usa baquelita, cloruro férrico y papel fotográfico con la impresión del PCB. Se coloca la impresión de frente con la baquelita, valiéndose de una plancha común a temperatura alta se presiona ambos elementos por 4 minutos hasta que las pistas se hayan transferido a la placa de cobre, como se muestra en la figura 118a. Posteriormente se sumerge la placa en agua hirviendo con cloruro férrico por 20 minutos o hasta que únicamente prevalezcan las pistas (figura 118b). Se sueldan los elementos y se ensambla en la caja de control junto con los demás circuitos.

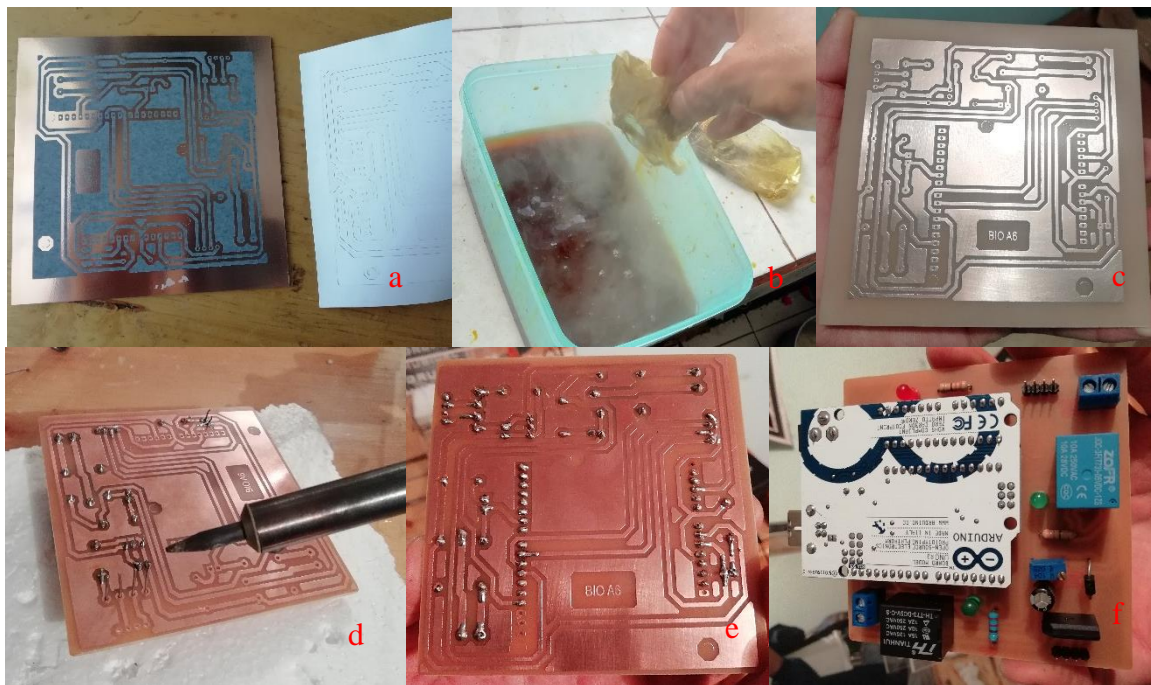


Figura 118. a) Planchado, b) Corrosión, c) Pistas, d) Soldado, e-f) resultado

4.3.1 Caja de control

Gabinete metálico Beaucoup de 25x25x10cm que está encargada de albergar todos los elementos de control y alimentación de la impresora, se la monta en los perfiles posteriores del módulo con pernos M6, pero previamente se fijan los elementos de control. Posicionándolos como indica la figura 119 y pasando los conductores por canaletas ranuradas.



Figura 119. Caja de control

El montaje de la impresora finaliza y se muestra el resultado desde diferentes perspectivas. Como acotación el conjunto de impresión pesa alrededor de 30Kg sin tomar en cuenta el compresor y mide 520mm de ancho, 545mm de alto y 554mm de profundidad.

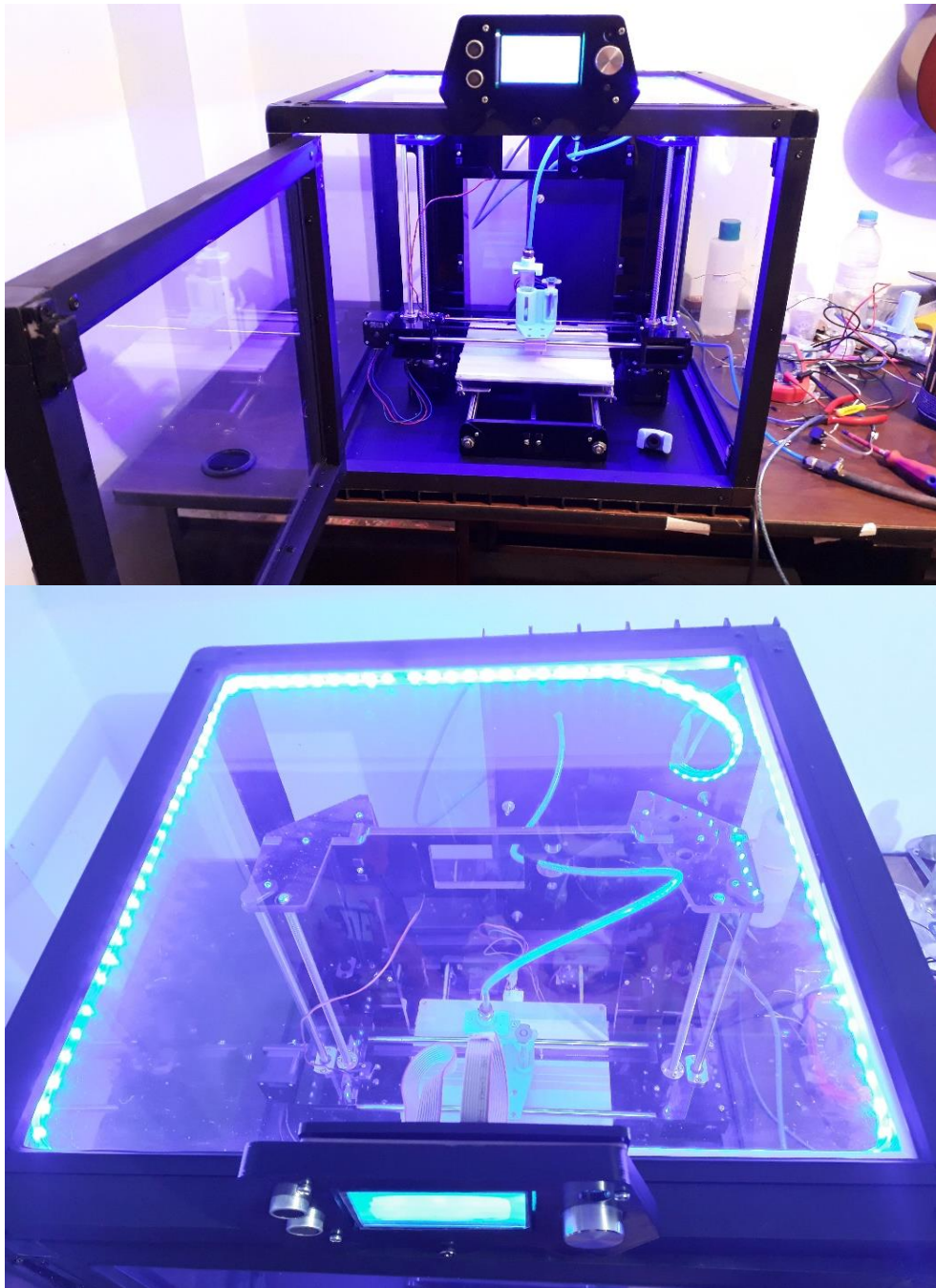


Figura 120. Vista frontal y superior

CAPÍTULO V

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se realizan las pruebas pertinentes de los sistemas implementados, la constatación del correcto funcionamiento en conjunto de los mismos, y los ensayos de impresión para la determinación de parámetros (parámetros que definen la calidad de la impresión 3D del polímero resultante). A partir de estas pruebas se adquirieron resultados para su posterior análisis y determinación de correcciones, en caso de ser necesarias, todo con la finalidad de obtener el mejor resultado en cuanto a impresión de formas 3D.

5.1 Comprobación de funcionamiento del sistema electrónico

Al mencionar sistema electrónico se hace referencia a todos los elementos que se adicionaron a los ya existentes, de la propia impresora, para el control del nuevo extrusor e iluminación del módulo. Como se detalló en el capítulo 3, el control del extrusor está a cargo de una tarjeta que acondiciona la señal de la Mainboard y la interpreta para activar o no la electroválvula que da paso al fluido hacia el extrusor.

Usando el monitor serial de IDE Arduino podemos visualizar la magnitud de las señales de entrada tanto de la Mainboard como del sensor infrarrojo. En la figura 122 se muestra la señal del extrusor en reposo (cuando no se está imprimiendo nada), como se observa no se detecta niveles de voltaje por lo tanto la electroválvula del extrusor se mantiene apagada. En la figura 123 se muestra el caso contrario, cuando la impresión ya ha iniciado y se activa el paso del fluido.



Figura 121. Toma de señales desde la tarjeta de control

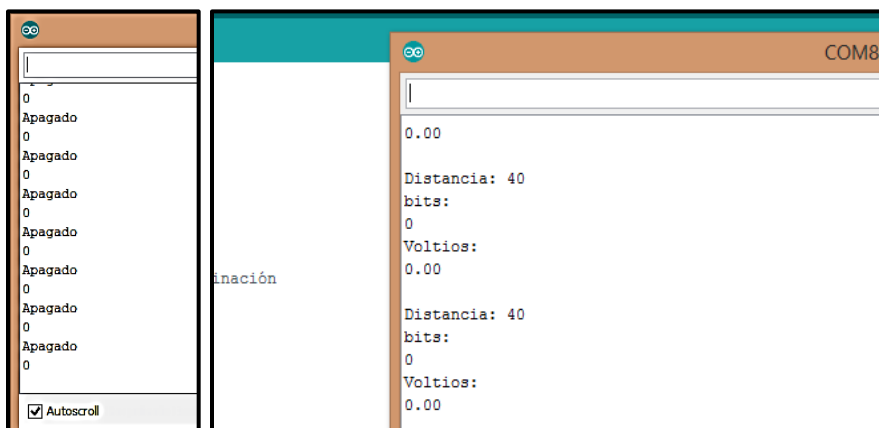


Figura 122. Señal del extrusor en modo reposo

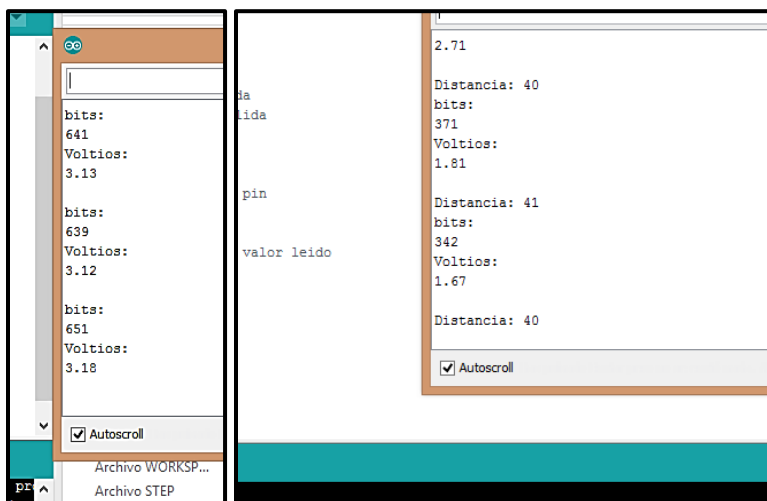


Figura 123. Señal del extrusor en modo activado

Analizando en más detalle las señales del extrusor (figura 124), se muestra los niveles de voltaje que llegan al extrusor cuando la impresión está en curso. Existen ligeras variaciones de voltaje que se explican por el cambio de trayectoria del extrusor o el cambio de patrón de impresión (como el relleno y contornos). En los primeros instantes se observa una relativa presencia nula de niveles de voltaje, que es debida a que la impresión todavía no iniciaba. La figura 124b es un acercamiento a la señal donde se observa los pulsos de la Mainboard rectificados y filtrados.

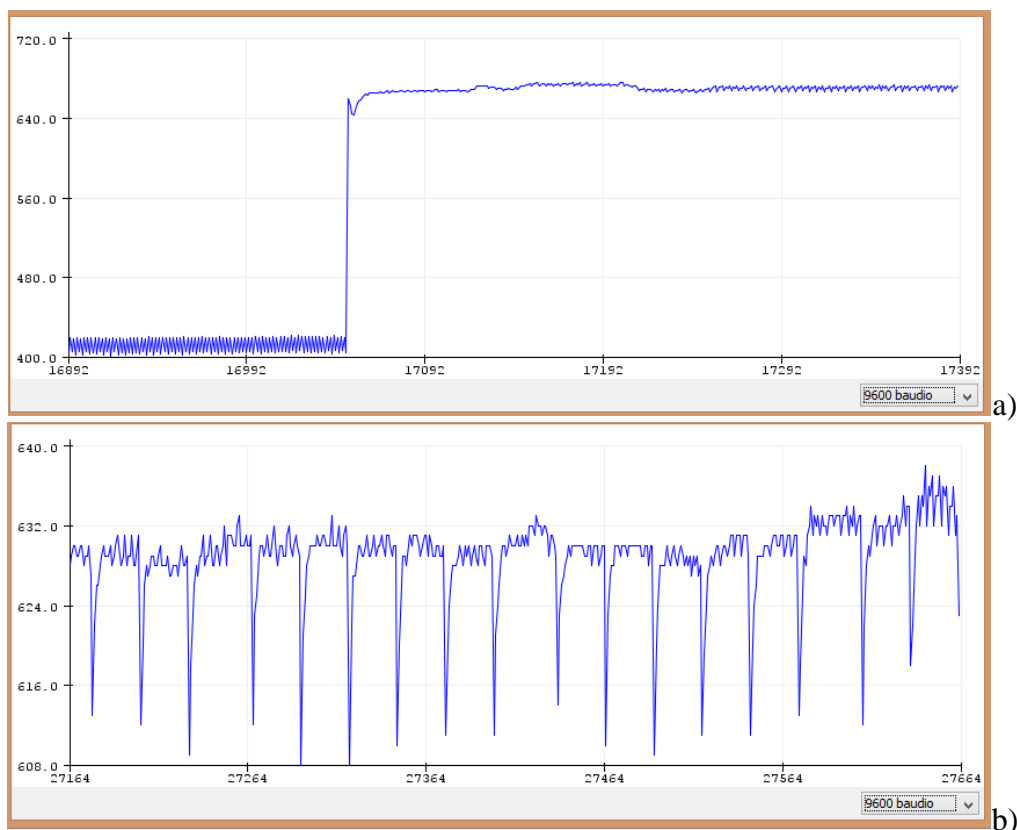


Figura 124. Serial plotter de Arduino – Señal general de activación (a), acercamiento (b)

Con esto se comprueba el correcto funcionamiento de la tarjeta de control secundaria. Como acotación la distancia para que la iluminación se active está definida en $<70\text{cm}$, esta necesita 110v de alimentación en DC, el convertor AC/DC se encuentra en la caja de control.

5.2 Comprobación del sistema mecánico

Control proporciona la señal de activación para el solenoide y el fluido pasa hasta los cartuchos de material. A 75psi de presión, el cilindro se llena de aire y empuja la junta de estanqueidad que extruye el polímero resultante por una boquilla de 200 μ m, a una velocidad que depende de la fluidez del polímero resultante (que a su vez depende de las proporciones usadas de compuestos).

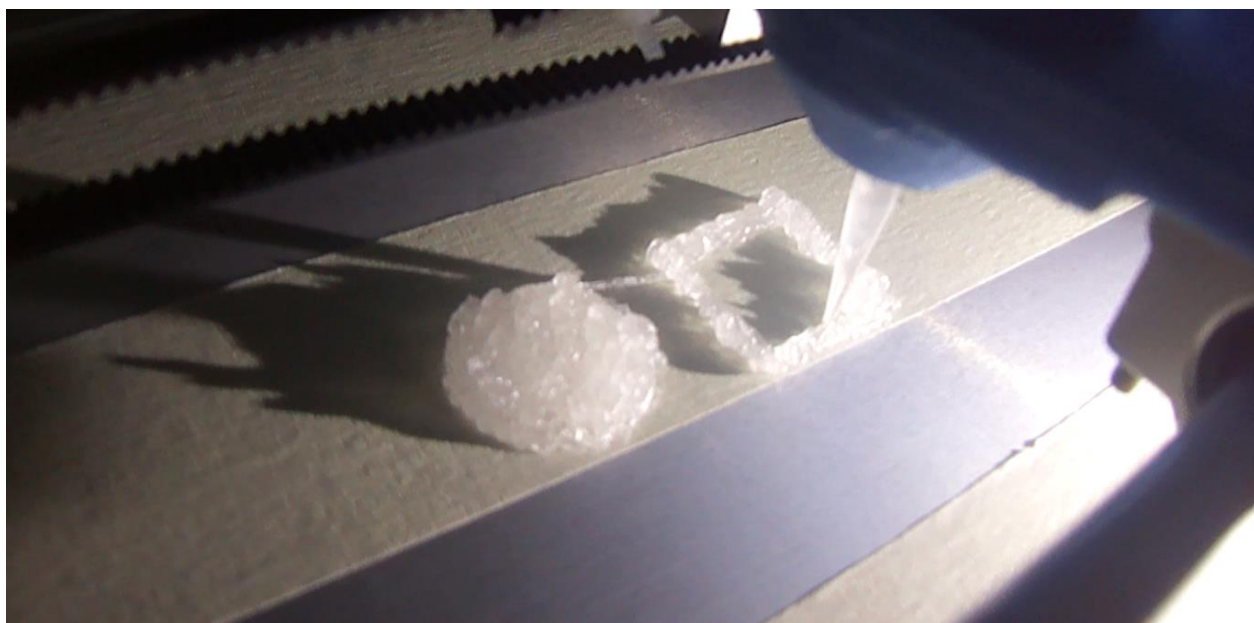


Figura 125. Pruebas de extrusión de material (boquilla 0,5mm)

Todos los desplazamientos del nuevo extrusor a lo largo de las guías X se efectúan sin rozamientos excesivos que presenten esfuerzo extra para los motores paso a paso. De igual manera los desplazamientos en los demás ejes se realizan con normalidad.

No existen fugas en ningún elemento del sistema neumático, sin embargo, no se obtiene una extrusión uniforme en las primeras pruebas de impresión.

5.3 Pruebas de impresión (Determinación de los parámetros de impresión)

La importancia de una correcta determinación de estos parámetros radica en que de estos dependerá la calidad de impresión e incluso la posibilidad de imprimir formas complejas. Véase estructuras, tejidos o prótesis de fin estético. Las posibilidades de la bioimpresión 3D son amplias al ser un terreno nuevo y poco explorado aún. Las propiedades del polímero resultante también juegan un papel importante en cuanto a la factibilidad de impresión, si no se consigue una fluidez de extrusión constante se presentarían defectos considerables en las impresiones.

El proceso se basará en la realización de varios ensayos de impresión, donde se cambiarán los parámetros siguiendo un patrón de cambio definido. El cual se basa en variar los siguientes parámetros siguiendo el orden; Proporciones de compuestos, presión de aire, diámetro de boquilla, velocidad de avance, distancia base-boquilla, distancia entre líneas, altura de capa y tiempo de preparación del polímero (que en adelante se llamarán “Variables Manipuladas”). Esto, hasta conseguir adherencia a la cama, extrusión uniforme, sostenibilidad de superposición de capas y definición (que en adelante se llamarán “Variables controladas”). En ese orden, ya que uno depende del anterior. En cada ensayo se imprimirá una forma diferente y se usa el software libre de impresión 3D *Ultimaker Cura*.

5.3.1 Ensayo de impresión 1

Inicialmente se usa las mismas proporciones de compuestos que en el ensayo 3 del polímero resultante. La solidez es alta pero la fluidez es demasiado limitada, tanto que no puede extruirse por la boquilla de 200 μm , a menos que se la amplíe hasta 1,2mm para su extrusión (todo a 75 psi).

Debido al problema se cambia las proporciones de compuestos hasta alcanzar una fluidez aceptable, establecida con una relación de proporciones 5 a 1 (un gramo de carbopol por cada cinco mililitros de cloruro de calcio). Esta solución tiene consistencia semilíquida, aunque su solidez es baja, soporta la superposición de capas además de que pasa sin problemas por la boquilla de 200 μm .

Se establecen tiempos de mezcla (t_m) y tiempo de reposo (t_r), ya que se ha observado que estos pueden mejorar la calidad del polímero (para su impresión). Establecer un tiempo de mezcla ayuda a eliminar grumos de material y un tiempo de espera o reposo promueve la homogenización, hace que la polimerización se dé uniformemente.

Tomando en cuenta lo expuesto anteriormente se procede a la impresión del modelo de ensayo 1 (Figura 126 – cuadrado de 20 mm de lado y orificio de 5mm) se imprimirá este mismo sólido las veces que sean necesarias hasta conseguir variables controladas óptimas. Las variables manipuladas se muestran en las subsiguientes tablas.

Tabla 17
Variables manipuladas – Ensayo 1.1

ENSAYO 1.1		PROPORCIONES		CONDICIONES	
POLÍMERO RESULTANTE 3		Carbopol	Cloruro de Calcio	Tiempo de mesclado	Tiempo de reposo
		1 gr	5 ml	50 seg	1 min
PARÁMETROS DE IMPRESIÓN					
Velocidad de impresión	Distancia base-boquilla	Altura de capa	Distancia entre líneas	Presión aire	Diámetro boquilla
60-60-60 mm/s	1,2 mm	0,2 mm	0,8 mm	75 psi	200 μm

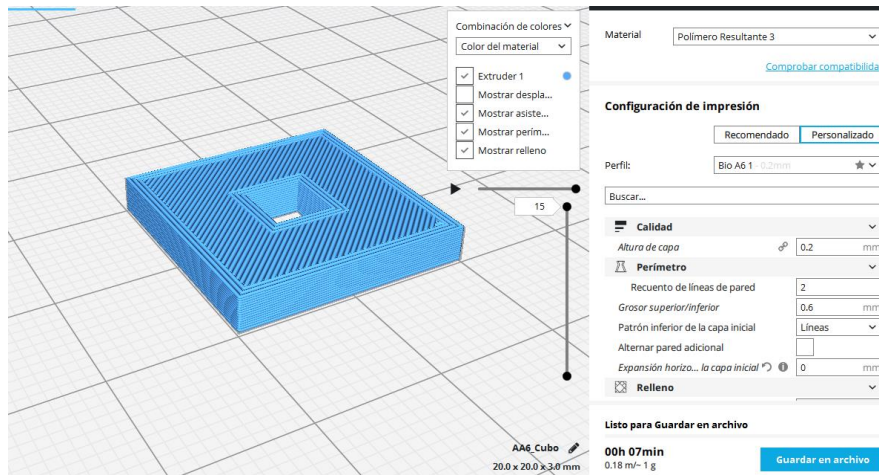


Figura 126. Forma 1

Se producen taponamientos en la boquilla, a 75 psi de presión el polímero es incapaz de extruirse uniformemente por la boquilla de $200\mu\text{m}$, esto a pesar de que previamente a la impresión se realizó una prueba de extrusión donde sí lo hizo.

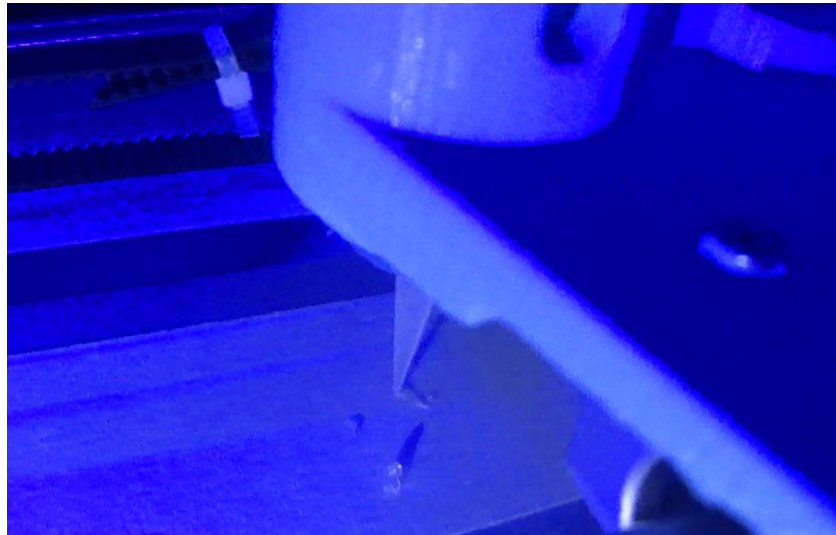


Figura 127. Taponamiento boquilla

Se realizan varios intentos reemplazando la boquilla de extrusión por una nueva, sin embargo, el problema continúa. La extrusión se da, pero existen taponamientos importantes que hacen imposible la impresión.

Se realiza un análisis de las posibles causas del problema y se infiere los siguientes cambios para solventarlo (Tabla 18). Se aumenta el tiempo de reposo, tiempo de mezclado y altura de capa (en 0,1mm), mientras que se disminuye la distancia base-boquilla. Las demás variables manipuladas permaneces iguales.

Tabla 18

Variables manipuladas – Ensayo 1.2

ENSAYO 1.2		PROPORCIONES		CONDICIONES	
POLÍMERO RESULTANTE 3		Carbopol	Cloruro de Calcio	Tiempo de mezclado	Tiempo de reposo
		1 gr	5 ml	2 min	5 min
PARÁMETROS DE IMPRESIÓN					
Velocidad de impresión	Distancia base-boquilla	Altura de capa	Distancia entre líneas	Presión aire	Diámetro boquilla
60-60-60 mm/s	0,8 mm	0,3 mm	0,4 mm	75 psi	200µm

La extrusión mejora sin embargo se presentan defectos en el relleno, secciones de impresión donde el polímero no cubre toda la superficie o capa del modelo, como se muestra en la figura 128. Adicionalmente se presenta arrastre en líneas de relleno en ciertos sectores del modelo además de una pobre definición y una baja adherencia a la cama.

Igual que para el caso anterior se analiza las fallas y se infiere las soluciones; Disminuir la velocidad de contorno interior y exterior a 30mm/s. Esto debido a que se evidencia defectos importantes en la impresión de contornos, estos tienen vital importancia para el relleno ya que los

extremos de cada línea de relleno deben tocar los contornos para unirse con ellos y no se produzca arrastre de material. También se disminuye la distancia base boquilla para mejorar la adherencia.

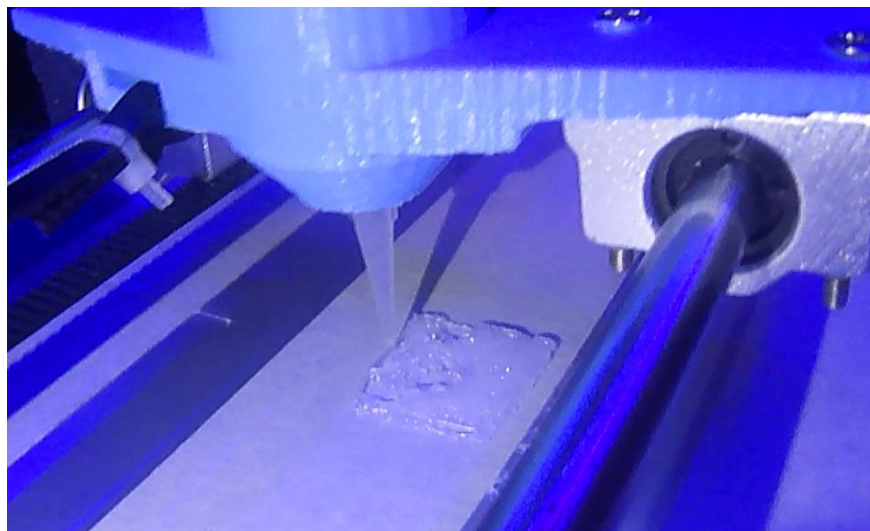


Figura 128. Fallos de contorno y relleno

La velocidad de impresión o avance se subdivide en 3 velocidades; Relleno-contornos-desplazamiento, respectivamente. Este último hace referencia a la velocidad de los movimientos de desplazamiento. Los cambios aplicados se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 19

Variables manipuladas – Ensayo 1.3

ENSAYO 1.3		Proporciones		Condiciones	
POLÍMERO RESULTANTE 3		Carbopol	Cloruro de Calcio	Tiempo de mesclado	Tiempo de reposo
		1 gr	5 ml	2 min	10 min
PARÁMETROS DE IMPRESIÓN					
Velocidad de impresión	Distancia base-boquilla	Altura de capa	Distancia entre líneas	Presión aire	Diámetro boquilla
60-30-60 mm/s	0,8 mm	0,2 mm	0,8 mm	75 psi	200µm

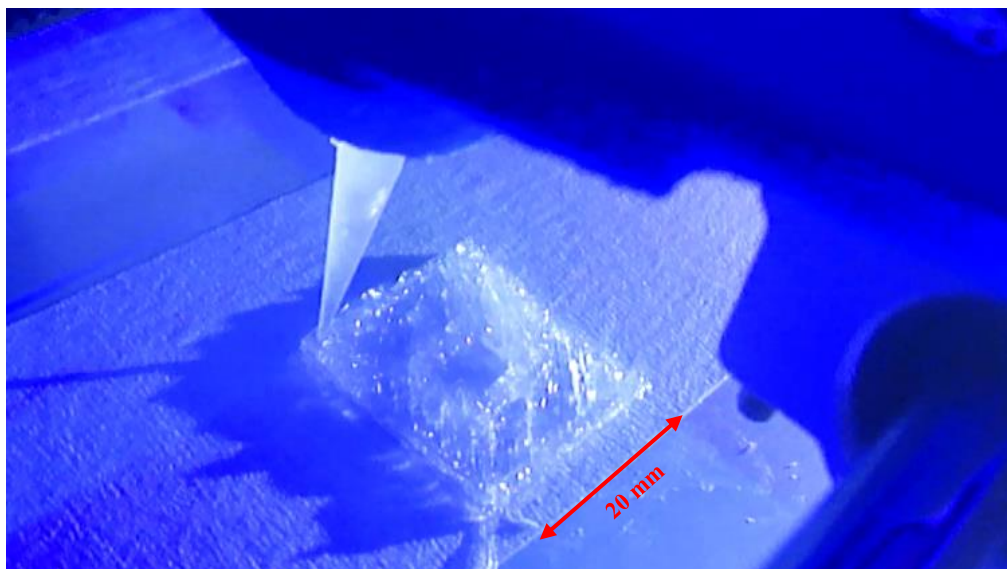


Figura 129. Impresión de ensayo 1.3

Se evidencia una mejora sustancial en la formación de ángulos agudos, definición, adherencia a la cama y relleno. Tanto los contornos interiores como exteriores están correctamente definidos, hasta la 9na capa donde se produce una redondez en la esquina superior derecha al no haber un depósito continuo del biomaterial. Este problema se lo puede atribuir a la por la fluidez del material, que se evidenció de manera importante en los ensayos anteriores. El tratamiento de esta variable manipulada es extenso, así que se lo resume a continuación.

Eliminación de glóbulos de aire

Hasta el momento, se detectó que a medida que se aumentaba el tr (tiempo de reposo) mejoraba la fluidez de extrusión debido a la homogenización de polimerización que esto conllevaba. Así que se lo aumentó progresivamente mejorando la fluidez, sin embargo, la definición de filamentos o líneas no era satisfactoria. Se detectó presencia de burbujas de aire en el interior del polímero (figura 130), burbujas que propiciaban espacios huecos de rango micrométrico pero que en conjunto se ocasionaban defectos de impresión.



Figura 130. Acercamiento a boquilla del extrusor

Se plantearon varias soluciones para solventarlo, una de ellas fue la creación de una *bomba de vacío* que impidiera la formación de burbujas retirando el aire del medio mientras se produce la polimerización por adición.



Figura 131. Bomba de vacío casera

Los esfuerzos por eliminar las burbujas a partir del vacío resultaron infructuosos debido a que una vez mezclados los compuestos, las burbujas se quedaban en el interior del polímero, invalidando cualquier oportunidad de extraer el aire por medio de la bomba.

La segunda opción fue generar el efecto contrario al anterior, someter la mezcla a una presión de 70 psi por un periodo de tiempo (10 seg), para posteriormente dejar que el compuesto se polimerizase por completo. El esfuerzo mecánico compactaba la mezcla para llenar los espacios vacíos. Nótese que la presión a la que se somete es inferior a la presión de extrusión.

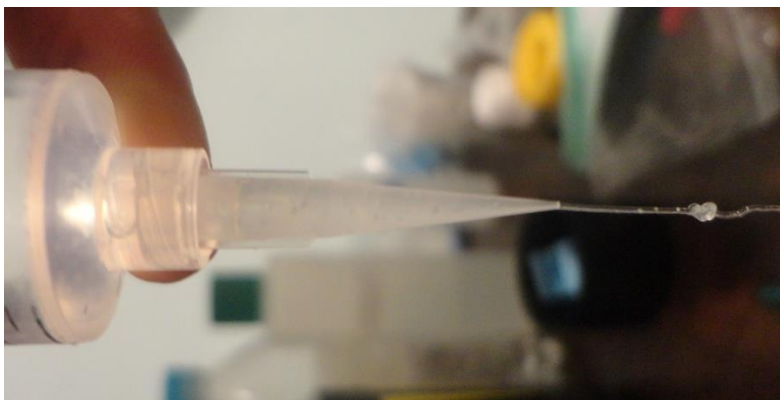


Figura 132. Eliminación de burbujas en el polímero

Este procedimiento mostró resultados positivos, eliminando en gran medida el aire atrapado dentro del polímero. Se adicionó este procedimiento al proceso de preparación del polímero estableciéndolo como un paso previo al tiempo de reposo y denominándolo Tiempo de compresión (tc).

La mejora de la calidad del filamento se evidencia en la impresión del ensayo 1.3 (figura 129) y en la extrusión de la figura 132. En adelante, a todas las impresiones a partir del ensayo 1.3 (incluyéndolo) se les aplica este procedimiento de eliminación de burbujas.

5.3.2 Ensayo de impresión 2

Se cambia de modelo anterior por uno más complejo que posee formas rectas, circulares y filetes. Se aplica todas las mejoras del proceso determinadas en el ensayo 1 y se busca mejorar la calidad de impresión por medio de las variables manipuladas.



Figura 133. Forma 2

Tabla 20

Variables manipuladas – Ensayo 2.1

ENSAYO 2.1		PROPORCIONES		CONDICIONES	
POLÍMERO RESULTANTE 3		Carbopol	Cloruro de Calcio	Tiempo de mesclado	Tiempo de reposo
		1 gr	5 ml	1 min	15 min
PARÁMETROS DE IMPRESIÓN					
Velocidad de impresión	Distancia base-boquilla	Altura de capa	Distancia entre líneas	Presión aire	Diámetro boquilla
60-30-60 mm/s	0,8 mm	0,3 mm	0,5 mm	65 psi	200µm

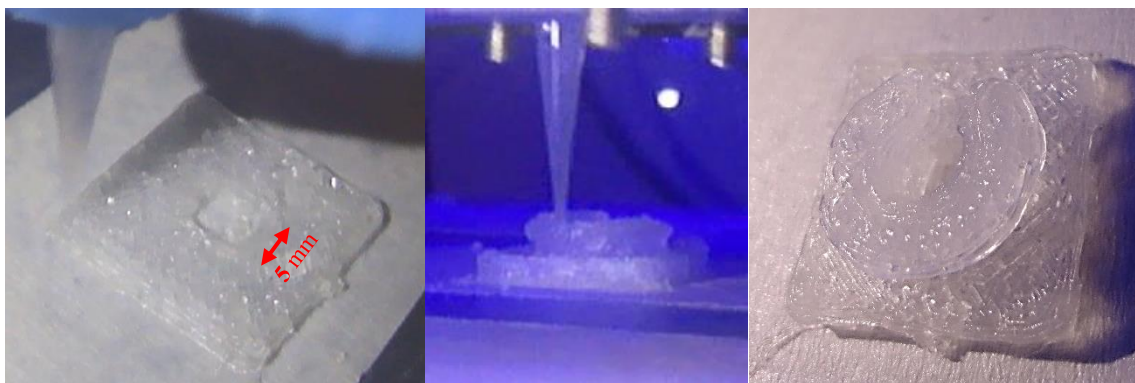


Figura 134. Forma mixta

Se presentan fallos en el filete de la circunferencia, la impresión no llega a formar ángulos agudos tan pequeños presentándose arrastre de material y por consiguiente el redondeo de las esquinas. Además de la presencia de aglutinamiento al borde de la circunferencia.

Se determina que el fallo es la altura de capa y la presión de trabajo, así que para los ensayos 2.2 se fijan estos valores en 0,2mm y 55psi respectivamente. La tabla de variables manipuladas e imágenes de estos ensayos se las encuentra en el anexo C.

5.3.3 Ensayo 3

Tabla 21
Ensayo 3

ENSAYO 3		Proporciones		Condiciones	
POLÍMERO RESULTANTE 3		Carbopol	Cloruro de Calcio	Tiempo de mesclado	Tiempo de reposo
		5 gr	15 ml	2 min	1 hora
PARÁMETROS DE IMPRESIÓN					
Velocidad de impresión	Distancia base-boquilla	Altura de capa	Distancia entre líneas	Presión aire	Diámetro boquilla
60-30-60 mm/s	0,2 mm	0,2 mm	0,4 mm	55 psi	200 μ m

Para este punto la impresión 3D del polímero hidrofílico se ha refinado lo suficiente como para atreverse a imprimir un componente biológico del cuerpo humano. Así es como se da el ensayo 3, donde se imprime una sección de la tráquea.

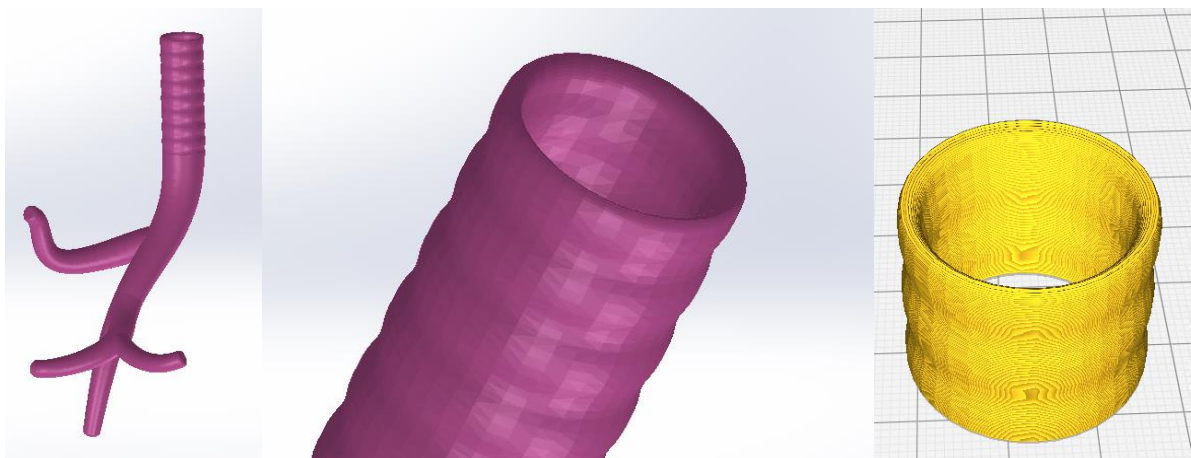


Figura 135. Modelo de tráquea

La sección superior de la tráquea presenta un alto grado de dificultad al tener apenas 3,5mm de grosor y una longitud relativamente grande. A continuación, se muestran imágenes de su impresión mientras se detalla los eventos que se vayan suscitando.

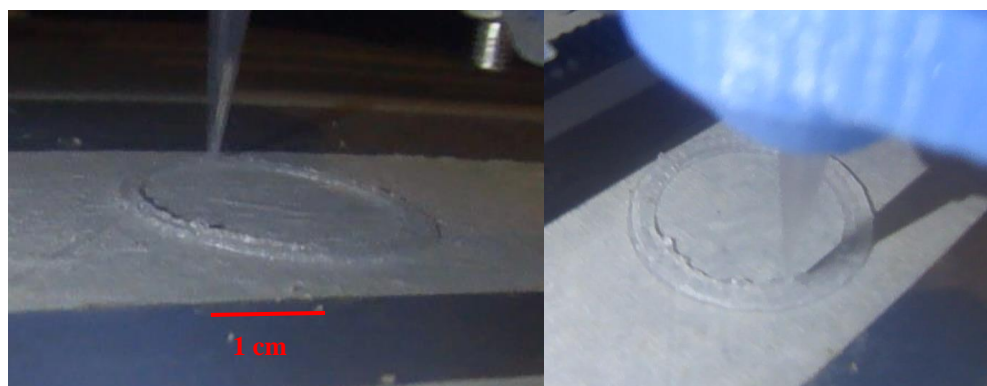


Figura 136. Primeras capas de impresión

Buena adherencia a la cama, calidad y definición, sin embargo, se presentan grumos de material en las orillas del modelo y se deben a presencia de burbujas de aire en el polímero.

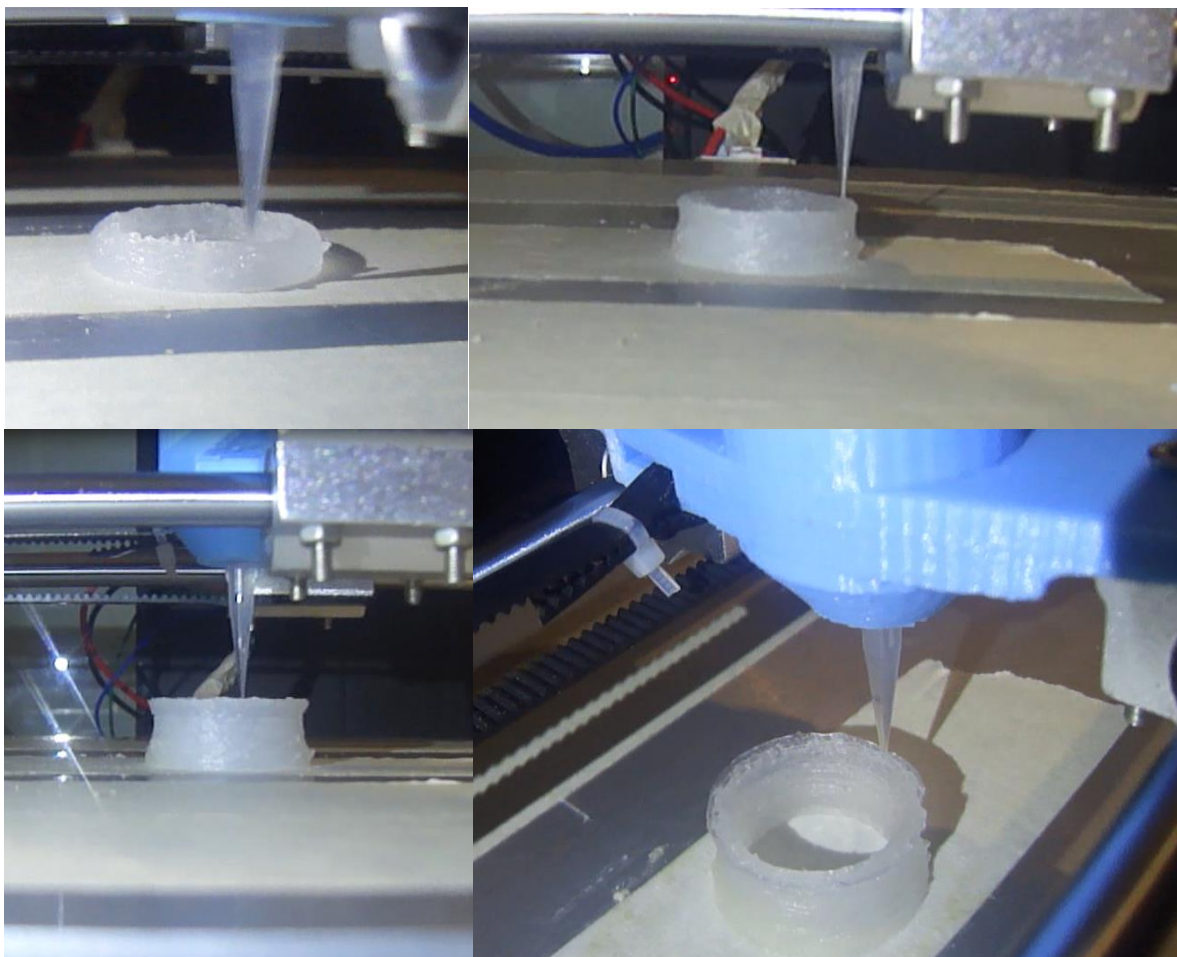


Figura 137. Impresión tráquea

En el 34% de la impresión se han sobrepuesto ya 40 capas de polímero, la extrusión permanece uniforme y el modelo estable y definido. El aglutinamiento de material va menguando.

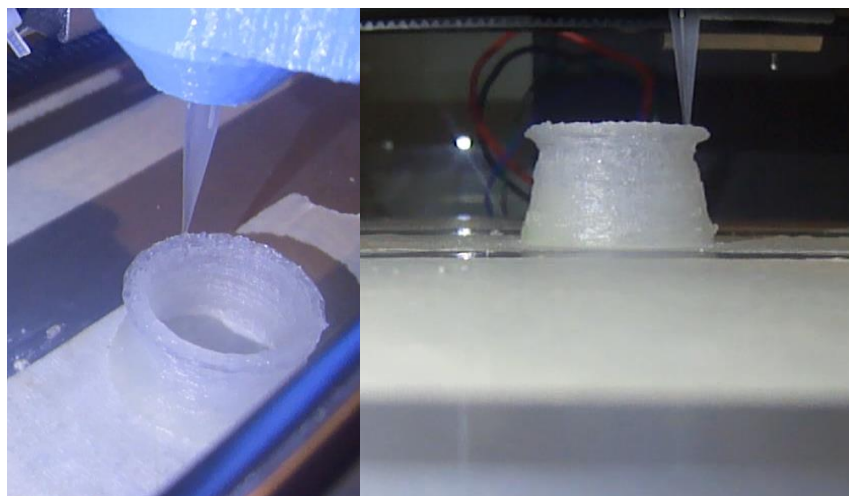


Figura 138. Impresión tráquea

90 capas de material en el 77% de progreso de impresión. Aparece un problema importante, las capas inferiores del polímero empiezan a compactarse. Este fenómeno se lo explicó en el capítulo 3 (Ensayos de alteración del medio), en exteriores el polímero resultante se compacta, aumentando drásticamente su solidez, pero disminuyendo su volumen en lo que parece ser un proceso de oxidación, donde se torna amarillento, flexible y muy resistente.

Esto podría parecer conveniente para aumentar la resistencia de la impresión, sin embargo, al endurecerse el polímero hace inviable la sustentabilidad celular. Un cultivo celular animal necesita un medio adecuado para desarrollarse, temperatura apropiada y otras condiciones que provee una incubadora celular.

El polímero resultante mantiene sus características intactas en refrigeración o en un contenedor herméticamente sellado, esto da la idea de que para que el problema no vuelva a ocurrir, se deben tomar en cuenta el tiempo de exposición del polímero al aire exterior. El módulo de impresión está diseñado para proteger al polímero de este problema, pero en esta ocasión el módulo permaneció abierto durante todo el proceso de impresión (Para la grabación del proceso en video).

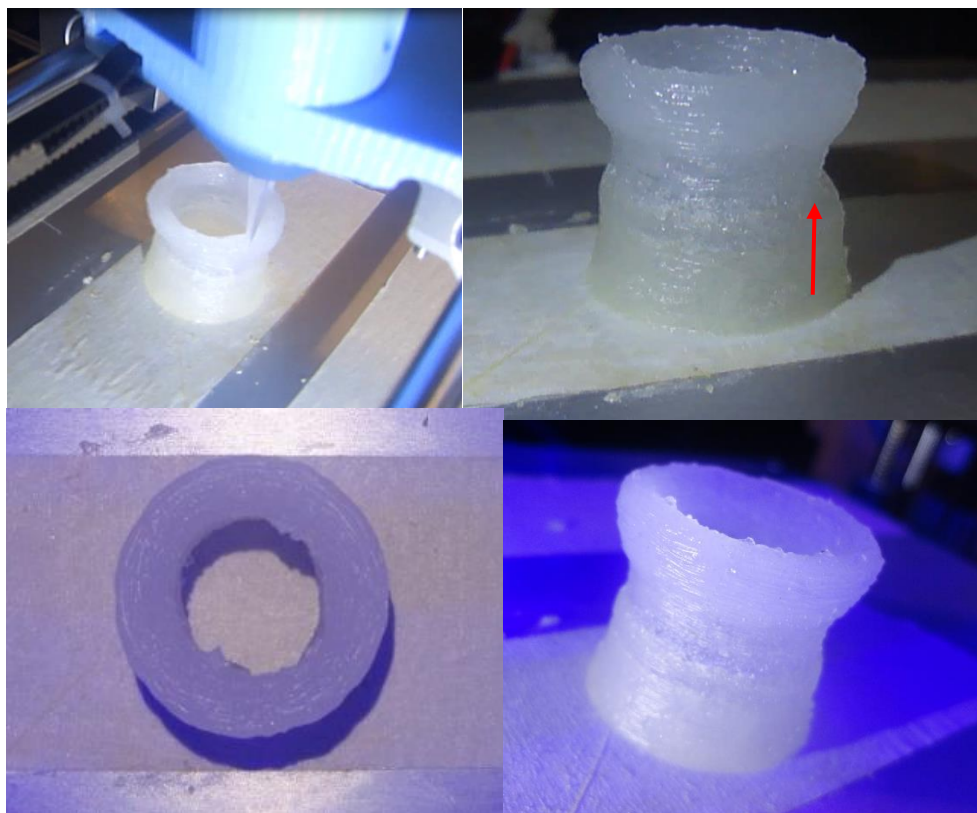


Figura 139. Impresión sección de tráquea

La impresión finaliza, 117 capas superpuestas y una hora de impresión. Como consecuencia de la forzada exposición se tiene disminución de ciertas secciones que deforman el modelo. Las capas inferiores de la impresión se encogieron y elevaron en dirección Z en cierta medida al polímero, haciendo que varias capas de material se extruyan en el mismo plano, lo que conllevó a un ensanchamiento de las paredes circulares superiores del modelo. Este problema no se dio en las demás impresiones porque no se expusieron al ambiente por más de 10 minutos (tiempo de impresión). Al corregir este problema de exposición y siguiendo todas las indicaciones se obtendrán mejores impresiones.

5.3.4 Ensayo 4

Aplicando las variables manipuladas del último ensayo y corrigiendo los problemas del mismo se procede a realizar un último ensayo de impresión, donde se imprimen nuevamente los modelos impresos en los ensayos anteriores además de un modelo de oreja humana. Como se muestra en las figuras 140, 141 y 142

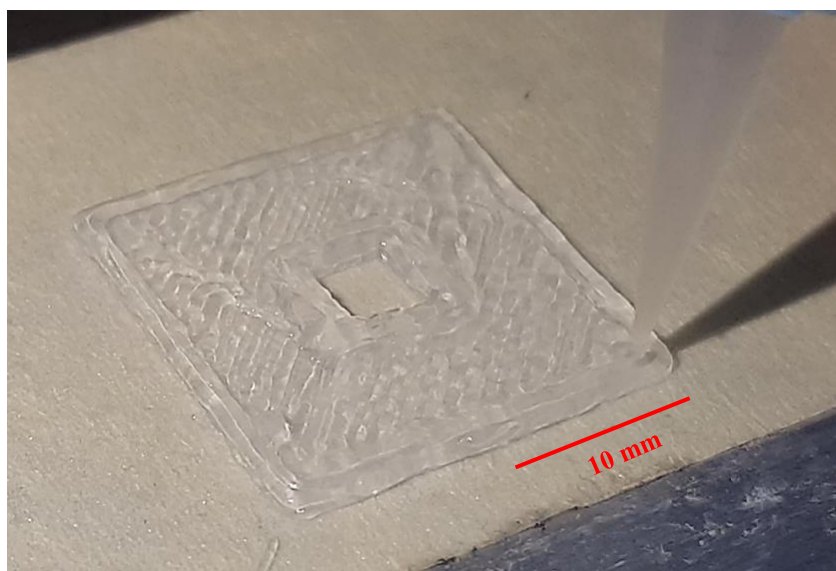


Figura 140. Reimpresión final del modelo ensayo 1

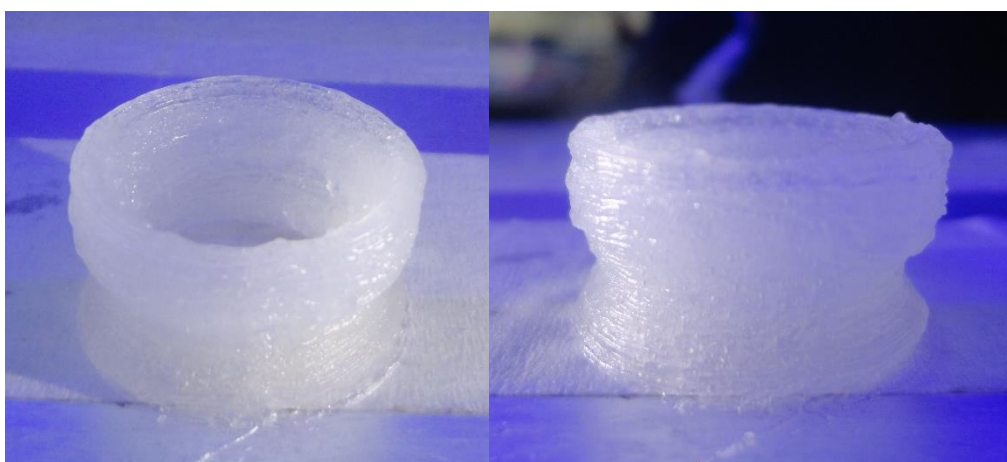


Figura 141. Reimpresión final de la sección de tráquea



Figura 142. Modelo de oreja humana

Se puede apreciar, en la figura 140, una mejora en la definición de esquinas y contornos interiores para figuras rectas. Además, se superó el problema de endurecimiento de capas inferiores que se dio en el ensayo 3. Para la impresión del modelo de oreja, se usó soporte para voladizos tipo árbol, sin embargo, este no resultó ser el más conveniente debido a que es poco estable a parte de irregular.

5.3.5 Alteraciones del medio de conservación

Este apartado es análogo a los sub ensayos de alteración del medio del capítulo 3, realizados seguidamente de la conformación de polímeros resultantes, y detalla el medio adecuado para la conservación de estas bioimpresiones 3D.

Previamente se expuso que la refrigeración y el cubrimiento hermético del polímero resultante conserva intactas las características del polímero resultante. Teniendo esto en cuenta se lo definió como el medio de conservación adecuado para las bioimpresiones realizadas. Sin embargo, hay cierto aspecto del mismo que es cuanto menos interesante.

“Una bioimpresión 3D con polímero resultante puede revertir un estado de endurecimiento (u oxidación) bajo condiciones de refrigeración y contención.” Este fenómeno se lo demuestra con la sección de tráquea impresa en el ensayo 3, las capas inferiores de la impresión empezaron a compactarse y disminuir su volumen. A dicha impresión se la cubrió y refrigeró durante 1 semana. Pasado este tiempo se observó que la impresión estaba recuperando su forma original al igual que recuperaba su volumen y el color amarillento (característico de este proceso de “endurecimiento”) desaparecía, como se indica en las figuras 143 a y b.

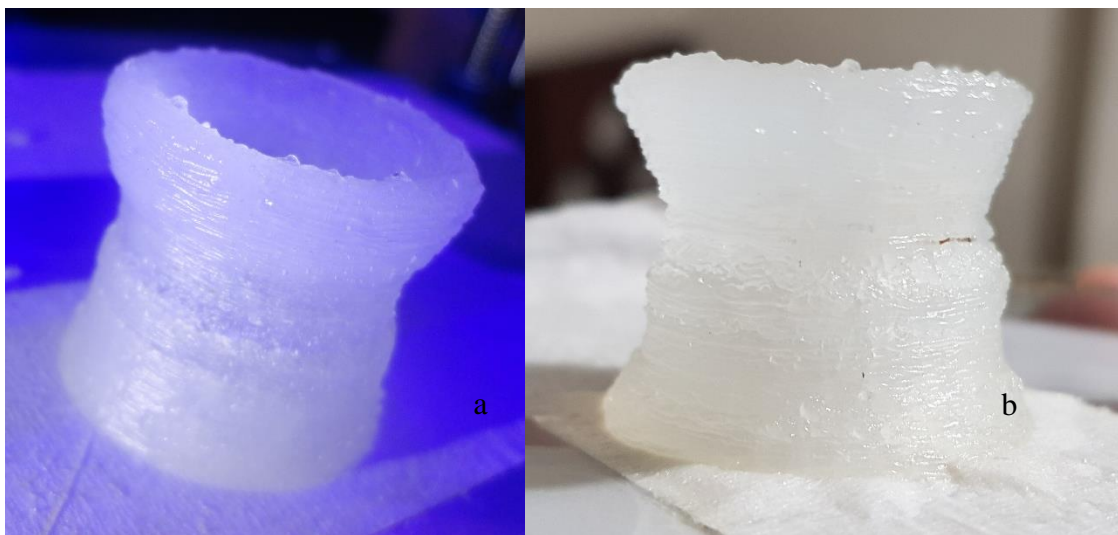


Figura 143. Comparativa – previo a refrigeración (a), post refrigeración (b)

Otro ejemplo es uno de los cuadrados impresos para el análisis bacteriológico (que se lo detallará adelante en la sección de validación de biocompatibilidad), después de tomar una mínima

cantidad del mismo para el análisis se dejó el resto descubierto por 24 horas en las que tomó un tono amarillento y redujo su volumen, como se indica en la figura 144a. Posteriormente se lo llevo a refrigeración por 72 horas, tiempo en el cual recobró su volumen y coloración, como se muestra en la figura 144b.

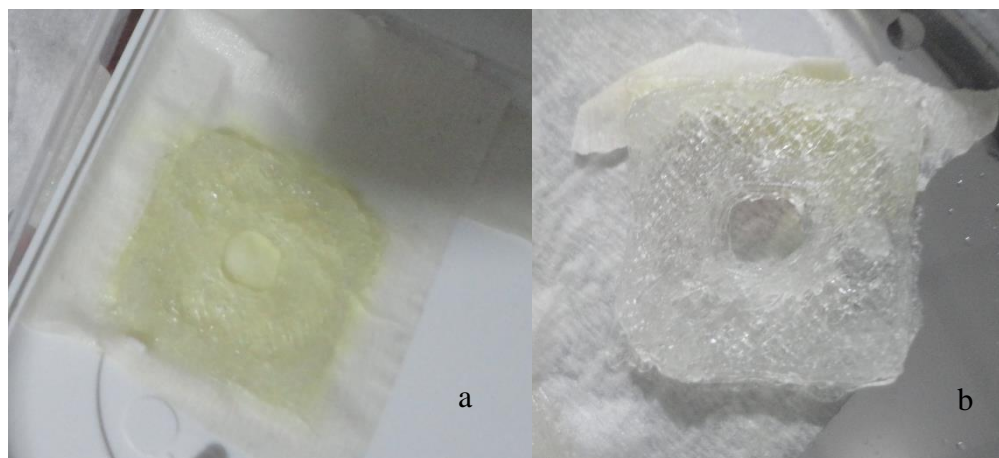


Figura 144. Alteración del medio de conservación

Una explicación para este efecto se la puede inferir a partir de la propiedad delicuescente del cloruro de calcio, lo que quiere decir que puede absorber la humedad del ambiente. Esto provocaría que una impresión endurecida recuperara su volumen. En un ambiente refrigerado se encuentra vapor de agua consecuencia de la sublimación del hielo que podría pasar a través del contenedor de la impresión.

Adicionalmente, con fines investigativos se llevó varias impresiones a ser observadas bajo microscopio. Con esto, entre otras cosas, se pudo observar y corroborar la homogeneidad de polimerización que llega a tener el polímero resultante adicionándole el tr. Las imágenes de las impresiones con diferente tiempo de reposo y el proceso se muestran en el anexo G.

5.4 Validación de la Hipótesis

Hipótesis planteada:

¿La investigación, diseño y la implementación de un prototipo de impresora 3D permitirá la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos?

- Variables Dependientes: Formas tridimensionales, Polímeros hidrofílicos
- Variables Independientes: Prototipo de impresora 3D

Método a utilizar: Chi Cuadrado

Este método consiste en determinar si dos variables están relacionadas. Como primer paso se formulan, la hipótesis nula e hipótesis de trabajo, con la aplicación del este método se podrá determinar cuál de las dos es correcta. (Tinoco Gómez, 2014)

- Hipótesis Nula (H_0): La investigación, diseño y la implementación de un prototipo de impresora 3D no permitirá la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos
- Hipótesis de trabajo (H_1): La investigación, diseño y la implementación de un prototipo de impresora 3D permitirá la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos

Frecuencia observada

El procedimiento que se realiza para comprobar la hipótesis consiste en imprimir dos tipos de formas en la impresora 3D una forma básica (sencilla) y otra compleja, para observar y

cuantificar la cantidad de veces que la impresora cumple con el objetivo sin ningún tipo de inconveniente, a estos tipos de datos en Chi cuadrado se los conoce como frecuencia observada. Posteriormente se procede a realizar los cálculos de las frecuencias esperadas, estos dos tipos de frecuencias son esenciales para el cálculo de Chi cuadrado y a su vez permiten la comparación de las hipótesis planteadas anteriormente. La cantidad total de impresiones son 20, diez para la sencilla (forma 1) y diez para la compleja. (forma 2)

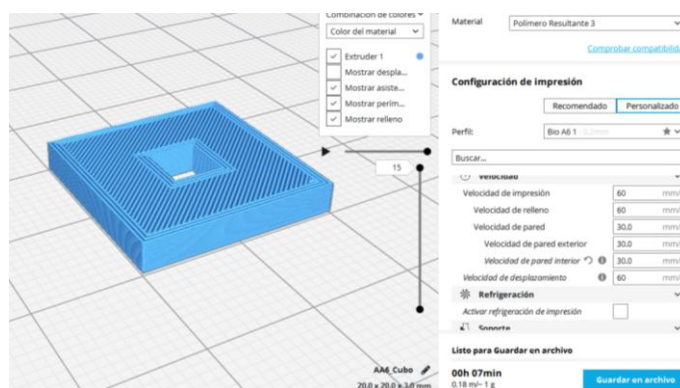


Figura 145. Forma 1 (20x20x3 mm, cuadrado interno de 5x5mm)

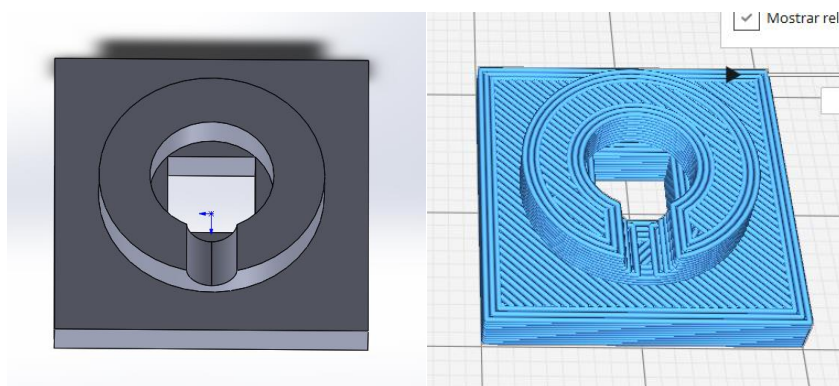


Figura 146. Forma 2 (20x20x6 mm)

En la tabla 22 se ingresa el número de formas que se imprimió, dependiendo si se imprimieron correctamente, se clasifican en sí o no, respectivamente.

Tabla 22
Frecuencia observada

Impresión	Figura básica	Figura compleja	Total
Si	9	6	15
No	1	4	5
Total	10	10	20

Calculo de la frecuencia esperada

Para su cálculo se utiliza la Ec.1, i = filas, j = columnas. (Enfermeriacelayane, 2018)

$$E_{ij} = \frac{o_i * o_j}{o} \quad \text{Ec. 1}$$

Donde:

o_i = Frecuencia Observada

E_{ij} = Frecuencia Esperada

o_j = Total Pruebas

o = Total

En la tabla 23 se colocan todos los valores numéricos obtenidos mediante la utilización de la formula asignada por el método.

Tabla 23
Calculo de la frecuencia esperada

Impresión	Figura básica	Figura compleja	Total
Si	7,5	7,5	15
No	2,5	2,5	5
Total	10	10	20

Grados de libertad

Para calcular los grados de libertad se utiliza la fórmula Ec.2 (Enfermeriacelayane, 2018), este cálculo permite identificar el valor a elegir en la tabla de distribución χ^2 y a su vez el nivel de significancia que se desea tomar.

$$v = (i - 1) * (j - 1) \quad \text{Ec. 2}$$

$$v = (2 - 1) * (2 - 1)$$

$$v = 1 * 1$$

$$v = 1$$

Calculo de Chi Cuadrado

Para el cálculo de X_{cal^2} se utiliza la Ec. 3 (Enfermeriacelayane, 2018)

$$X_{cal^2} = \sum \frac{(o_{ij} - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad \text{Ec. 3}$$

$$X_{cal^2} = \frac{(9-7,5)^2}{7,5} + \frac{(1-2,5)^2}{2,5} + \frac{(6-7,5)^2}{7,5} + \frac{(4-2,5)^2}{2,5}$$

$$X_{cal^2} = 2,4$$

Comparación de los valores obtenidos

Se fija el margen de error $P=0,20$ dado que la impresión de formas no se considera una actividad de alto riesgo y el valor asignado es suficiente para la validación de la hipótesis.

Tabla 24
Distribución χ^2

Grados de libertad	Probabilidad											
	0,95	0,90	0,80	0,70	0,50	0,30	0,20	0,10	0,05	0,01	0,001	
1	3,004	0,02	0,06	0,15	0,46	1,07	1,64	2,71	3,34	6,54	10,83	
2	0,10	0,21	0,45	0,71	1,39	2,41	3,22	4,60	5,99	9,21	13,82	
3	0,35	0,58	1,01	1,42	2,37	3,66	4,64	6,25	7,82	11,34	16,27	
4	0,71	1,06	1,65	2,20	2,36	4,88	5,99	7,78	9,49	13,28	18,47	
5	1,14	1,61	2,34	3,00	4,35	6,06	7,29	9,24	11,07	15,09	20,52	
6	1,63	2,20	3,07	3,83	5,35	7,23	8,56	10,64	12,59	16,81	22,46	
7	2,17	2,83	3,82	4,67	6,35	8,38	9,80	12,02	14,07	18,48	24,32	
8	2,73	3,49	4,59	5,53	7,34	9,52	11,03	13,36	15,51	20,09	26,12	
9	3,32	4,17	5,38	6,39	8,34	10,66	12,24	14,68	16,92	21,67	27,88	
10	3,94	4,86	6,18	7,27	9,34	11,78	13,44	15,99	18,31	23,21	29,52	
	No significativo								Significativo			

Fuente: (Enfermeriacelayane, 2018)

Aceptación o negación de la hipótesis nula

2,4 es mayor a 1,64 por lo que se acepta como válida la hipótesis de trabajo, es decir: La investigación, diseño y la implementación de un prototipo de impresora 3D permitirá la fabricación de formas tridimensionales a base de polímeros hidrofílicos.

5.5 Validación de la biocompatibilidad del polímero hidrofílico

Al ser la biocompatibilidad del polímero hidrofílico uno de los ejes fundamentales del trabajo, se la considera como una hipótesis secundaria, a la cual se la debe validar. Para el efecto se plantea enviar formas impresas a distintos laboratorios bacteriológicos para su análisis, a partir de los análisis obtenidos, determinar si existe o no presencia de bacterias. En caso de existir, se realizará un análisis donde se determinaría si las bacterias presentes son perjudiciales.

Como acotación, vale mencionar que los elementos de los cuales está compuesto el polímero resultante 3 son considerados biocompatibles, sin embargo, se debe validar que el proceso de impresión no contamina al polímero hidrofílico.

Análisis bacteriológico

Se cuenta con los servicios de los laboratorios clínicos “San Gabriel” y “Movilab S.A.” para la realización de los análisis bacteriológicos. Dicho análisis utiliza el Método Gram, el cual consiste en clasificar las bacterias en 2 tipos, las Gram negativo y las Gram positivo, el grupo al cual pertenecen estas bacterias está dado por el grosor de su pared celular.

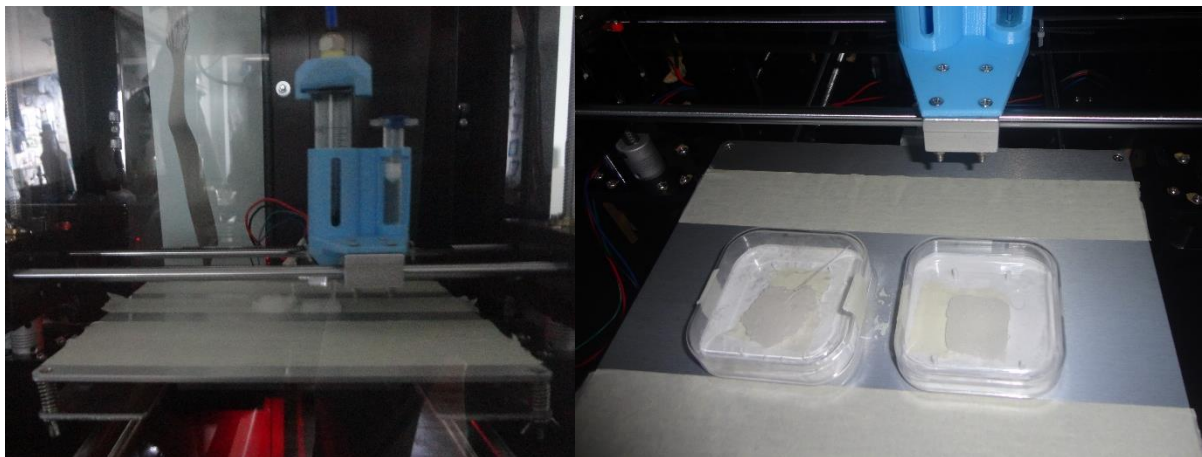


Figura 147. Figuras impresas para el análisis

El procedimiento consiste en tomar una muestra y ubicarla en un porta objetos el mismo que se calienta en un mechero para que esta tenga una buena adherencia (Anexo D), luego se coloca un reactivo de cristal violeta por 1 min sobre todo el porta objeto y se lo limpia con agua, el siguiente paso consiste en colocar el reactivo llamado Lugol por 1 min el cual tiene una coloración amarillenta y se lo limpia nuevamente con agua.

Estos dos reactivos actúan como tintes que entran a los cuerpos de las bacterias sin importar el grosor de sus paredes celulares, luego se deshidratan a las paredes de las bacterias agregando alcohol, todas estas bacterias tienen la necesidad de hidratarse nuevamente por lo que lo único que les queda es absorber el colorante que tienen en su interior, es por eso que las Gram positivas que tienen la pared celular más gruesa tienden a concentrar más cantidad de color y por ende tendrán un color fuerte (azul), en el caso de las Gram negativas que al tener una pared delgada no absorben grandes cantidades de tinte por lo que tendrá un color muy débil.

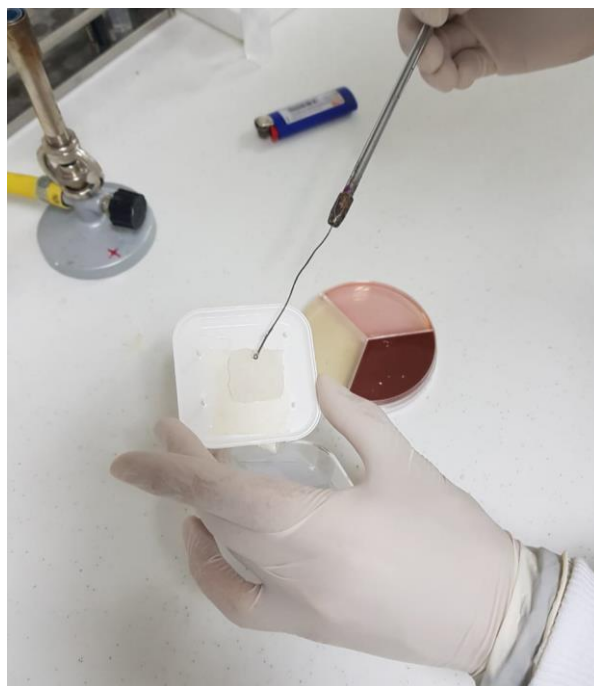


Figura 148. Muestra para análisis bacteriológico (Movilab)

En este punto ya se pueden diferenciar claramente a los dos tipos de bacterias, pero para una mejor apreciación de las Gram negativas, se agrega en último reactivo llamado Safranina el cual se adhiere solo a este tipo de bacterias, consiguiendo un mejor contraste. (Amy Nelson, PhD, MPH & Lauren N. Bradley, MHS, s. f.)

Después de 72 horas (tiempo en que en las bacterias incubarían en caso de que existan) se obtienen los resultados, indicando que no se ha producido desarrollo bacteriano alguno en las muestras. Ambos laboratorios coinciden con este resultado. En el anexo D se encuentran las imágenes de la realización del análisis bacteriológico en los distintos laboratorios y sus resultados.

Pruebas adicionales

Con fines investigativos se realizó una prueba bacteriológica adicional en la que se exponía al polímero a la intemperie por 48 horas para su posterior análisis. Dando como resultado una coloración Gram positiva para bacilos (violeta). Las imágenes a microscopio de las bacterias encontradas se encuentran en el anexo E

Encuesta

La técnica de evaluación utilizada es la encuesta la misma que cumple con el objetivo de conocer los criterios de los encuestadas acerca del proyecto y recabar información sobre la biocompatibilidad del polímero, su viabilidad para impresión de formas 3D y su capacidad de servir como sustrato para células vivas. (Imágenes de las encuestas Anexo F)

Graficas e interpretación

Se procede a dar una interpretación de la encuesta para conocer la validación de cada una de las preguntas, esto ayudara a comprender de mejor manera el punto de vista de los encuestados referente al proyecto, así como también a determinar la postura que debemos tomar con respecto al cumplimiento de la hipótesis planteada.

Pregunta 1:

¿Cree usted que el polímero hidrofílico analizado es un material biocompatible?

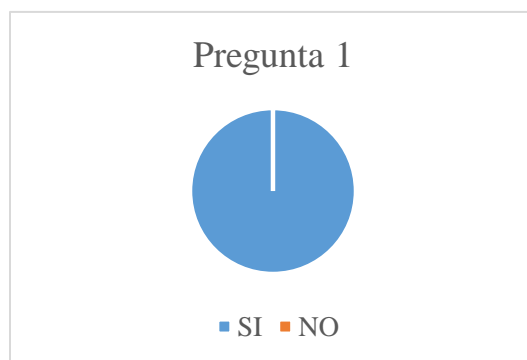


Figura 149. Elemento gráfico para pregunta 1

Interpretación

El total de los encuestados determinan que el polímero puede ser considerado un material biocompatible siempre y cuando se tomen las medidas de esterilización necesarias, además al considerarse un material biocompatible este puede tener un sin número de aplicaciones en el campo de la medicina investigativa.

Pregunta 2

¿Podría este polímero ser utilizado como material en bioimpresión 3D?

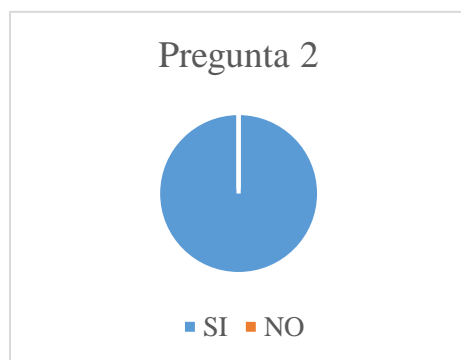


Figura 150. Elemento gráfico para pregunta 2

Interpretación

Por su textura y por el método de impresión que se utiliza, es apto para lograr una bioimpresión 3D. Dependiendo de las proporciones de los compuestos que lo forman se puede variar su densidad y consistencia, desde líquida a sólida-elástica, este rango permitirá en un futuro determinar el correcto medio de desarrollo que cada una de las estructuras celulares necesitaran, dado que no todas pueden desarrollarse en una única densidad es decir, cada una de ellas necesitara características específicas para su supervivencia y posterior crecimiento.

Pregunta 3

¿El polímero puede ser utilizado como sustrato para el desarrollo de diferentes células?

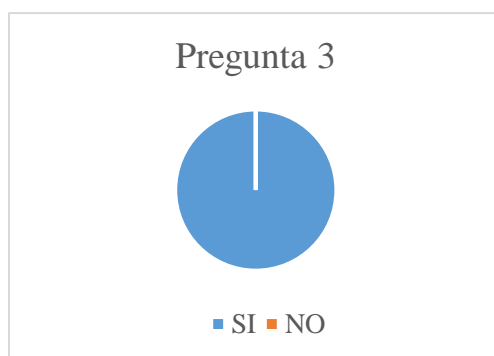


Figura 151. Elemento gráfico para pregunta 3

Interpretación

Al no encontrar bacterias en las muestras del material se puede concluir que las células podrán utilizar al polímero resultante 3 como sustrato de desarrollo; siempre y cuando se mantengan o estén bajo las condiciones de conservación adecuadas.

Es importante mencionar que los encuestados coincidieron en que la pregunta 3 será posible siempre y cuando el polímero tenga consistencia blanda, un sólido no serviría como sustrato para células vivas.

Validación

Hipótesis planteada:

¿El polímero hidrofílico puede ser considerado biocompatible?

Con los resultados obtenidos en la encuesta realizada a los laboratoristas, y a través de sus comentarios y recomendaciones, se concluye que:

El polímero hidrofílico impreso es biocompatible. Adicionalmente se toman las recomendaciones de los encuestados; como tomar siempre las medidas de esterilización adecuadas (como las que se aplicó para la impresión de las muestras). El polímero como todo material al dejarlo a la intemperie puede sufrir contaminación bacteriana, por lo que recomiendan el uso de un medio de impresión cerrado y estéril.

5.6 Análisis financiero

Se analizan los diferentes costos de los componentes que se han utilizado para la conclusión del proyecto, buscando dimensionar el valor monetario del mismo. Se ha denominado a un componente como “Gastos varios” este considera todos los pequeños gastos que se dieron en el desarrollo del proyecto, como pernos, gabinete de control, conductor eléctrico, sueldas, etc.

Tabla 25
Análisis financiero

Componentes	Cantidad	Valor Unitario	Total
Estructura de impresora 3D	1	400	400
Hidrogel Cellink	12	10	120
Boquillas Cellink	100	1	10
Carbopol	2 kg	2	4
Cloruro de calcio	0,5 lt	15	7,5
Arduino UNO	1	15	15
Estructura de Aluminio	1	150	150
Sensor ultrasónico	1	5	5
Impresiones 3D	1	26	26
Exámenes de laboratorio	3	15	45
Tarjeta de control	1	20	20
Mangueras Neumáticas	3 metros	3	9
Electroválvula	1	20	20
Luces LED	2 metros	5	10
Gastos Varios	1	500	500
TOTAL			1341,5

5.6.1 Comparativa de precio con bioimpresoras del mercado

Tabla 26

Precio de bioimpresoras del mercado

Nombre	Descripción	Precio
Bio A6 (presente prototipo)	Bioimpresora creada a partir de Anet A6 y basada en extrusión neumática de polímeros hidrofílicos	\$ 1.341,5
Inkredible (Cellink)	Extrusión neumática por jeringa. Materiales: Cellink+ y Cellink A	\$ 5.000 – \$ 9.000
Bio X (Cellink)	Basada en extrusión por jeringa, alta flexibilidad con cabezales de impresión intercambiables	\$ 39.000 – \$ 40.000
BioAssemblyBot (Advanced Solutions)	Extrusión por jeringa, basada en un brazo robótico de 6 ejes y 8 cartuchos independientes con cambio automático	\$ 159.999

Existen más bioimpresoras 3D, sin embargo, varias son tecnologías experimentales o son prototipos usadas únicamente en investigación sin fines comerciales. Tal es el caso de la bioimpresora 3D NovoGen MMX de Organovo's que usa tecnología de extrusión a basada de jeringa, imprime hidrogeles celulares y su precio no está definido, ni está disponible en el mercado.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

- Existen investigaciones donde usan polímeros hidrofílicos e hidrogeles para bioimpresión 3D, como el carbopol EDT2020 y el hidrogel compuesto por gelatina y Alginato de sodio. Sin embargo, no se usó ninguno de estos debido a la tecnología de implementación y su baja o nula disponibilidad en el mercado, respectivamente. A cambio se desarrolló un nuevo polímero hidrofílico compuesto por Carbopol 940 y cloruro de calcio (ambos con biocompatibilidad comprobada), material que con las proporciones (de elementos conformantes) y procesos de preparación adecuados, posee características de fluidez-viscosidad, densidad y solidez interesantes para la bioimpresión 3D.
- Dentro del amplio campo de mecanismos de impresión 3D se encuentra la extrusión por FDM que, con importantes modificaciones de su sistema, se puede utilizar en la impresión de materiales como los polímeros hidrofílicos. Si bien existe otro método para impresión de biomaterial (inkjet), la extrusión, y más precisamente la microextrusión con sistema neumático, ha comprobado ser el menos dañino para la viabilidad celular al no presentar estrés térmico ni mecánico durante el proceso de impresión.

- El sistema mecánico encargado de la extrusión y contención del polímero hidrofílico se ha diseñado considerando la morfología de la impresora 3D base (medio de impresión), las cargas y movimientos a los que puede estar sometido, la disponibilidad de materiales en el mercado y su funcionalidad dentro del campo de la bioimpresión 3D.
- El sistema electrónico diseñado para el proyecto se encarga del accionamiento del nuevo sistema de extrusión neumático y si bien el control de trayectorias, temperatura y demás están solventadas por la Mainboard propia de la impresora Anet A6, esta no contempla o abarca el uso de un sistema de extrusión que no sea el FDM, razón por la cual el diseño de este sistema de control adicional, es cuanto menos imprescindible, ya que cumple su objetivo a cabalidad.
- En cuanto a la implementación de los sistemas electrónico y mecánico diseñados, se observa una sinergia y correcto desempeño de los mismos en el proceso de impresión del polímero hidrofílico. Sin embargo, puede haber aspectos que corregir o adicionar, como el control automático del nivel de presión proveniente del compresor de aire o la posibilidad de usar los dos compartimentos de material en una misma impresión.
- Las pruebas o ensayos de impresión mostraron un mejoramiento progresivo de la calidad de impresión. Esto debido a la estructuración del proceso de modificación de variables manipuladas que, por medio de la retroalimentación de resultados, se ajustaban progresivamente hasta alcanzar las variables controladas o valores deseados de impresión.
- El t_r o tiempo de reposo juega un papel vital para la imprimibilidad del polímero hidrofílico, ya que se ha visto que de este depende la homogeneidad de polimerización

que está directamente relacionada con la viscosidad o fluidez del polímero resultante. Se ha demostrado que a mayor t_r mayor fluidez adquiere polímero, siempre y cuando se mantenga al mismo en un medio de almacenamiento y temperatura adecuados.

- El valor idóneo de t_r es de una hora, ya que se ha visto que pasado este tiempo las propiedades adquiridas del polímero resultante no varían más, a menos que se altere el medio de contención o la temperatura del polímero.
- Adicionar un tiempo de compresión o t_c resulta en la eliminación de la mayoría de glóbulos o burbujas de aire presentes al conformar el polímero. Y es importante remarcar que este es el paso previo al tiempo de reposo ya que los dos se complementan para mejorar la fluidez del polímero resultante.
- A menor distancia boquilla-cama, mayor definición de ángulos rectos o agudos en la impresión. Y el valor mínimo para este parámetro será de 0,2 mm, correspondiente a la altura de capa y el diámetro de la boquilla.
- Una velocidad de contorno interior y exterior de 30mm/s que es menor con respecto a la de relleno (60mm/s) establecida, suponen una correlación que garantiza la consistencia y sustentabilidad de superposición de capas en la impresión del polímero.
- El relleno de la impresión depende de la distancia entre líneas de relleno y se ha comprobado que estas pueden ir en el rango de 0,2 a 0,6 mm sin comprometer la integridad de la impresión. Se podría utilizar una distancia entre líneas, como máximo, de 0,8, ya que pasado este valor podría presentarse hundimiento entre capas, que afectaría de manera importante impresión, alterando todo el modelo.

- Todos los parámetros anteriormente mencionados armonizan con una presión de extrusión de 55psi, la cual es menor a la planteada inicialmente, pero representa un alivio mecánico tanto para el mecanismo de extrusión como para el polímero impreso, ya que como se expuso anteriormente, no es conveniente exponer biomaterial a estrés mecánico excesivo.
- La proporción correcta de compuestos para formar el polímero hidrofílico o polímero resultante 3 debe tener una relación 5 a 1, es decir por cada cinco ml de cloruro de calcio, un gramo de carbopol.
- El polímero resultante 3 puede servir como sustrato para células vivas siempre y cuando se mantenga blando y este bajo condiciones de conservación adecuadas, como las que se encuentra en una incubadora celular.
- Sometiendo al polímero resultante a alteraciones del medio, como llevarlo a exteriores o la intemperie por 24 horas, se notan cambios considerables como el incremento de su solidez y consistencia. Pero en contraposición, una disminución de la adherencia y fluidez. Este último parámetro fundamental para la impresión del polímero. Por lo tanto, no sería recomendable exponer a estas condiciones al polímero resultante antes de imprimirlo.
- Sometiendo al polímero resultante a refrigeración o conteniéndolo en un recinto herméticamente cerrado a temperatura ambiente por 24 horas resulta, en contra posición a la conclusión anterior, en la conservación de todas las características que posee el polímero al momento de su formación. Por lo tanto, se determina que estos medios son adecuados para conservar los atributos del polímero resultante, si así se lo desea.

6.2 Recomendaciones

- Para la protección individual y el correcto manejo del carbopol 940 se debe usar la indumentaria adecuada, como mascarilla, guantes y gafas. Todo esto a razón de que la partícula de carbopol 940 está en el rango de 3 a 7 micrones haciendo que sea “volátil” (en una medida análoga al polvo), fácil de aspirar o de que ingrese al cristalino de los ojos. El polímero no es tóxico, pero al ser altamente hidrofílico (a razón de absorber hasta 100 veces su peso en agua) podría ocasionar obstrucciones orales y oculares.
- Usar elementos de medición precisos y calibrados en sus unidades de medida correspondiente para la preparación del polímero resultante, ya que las proporciones de compuestos debe ser exacta para obtener los mejores resultados.
- Emplear teflón (cinta adhesiva) en todas las roscas de los racores para evitar fugas de aire en las juntas.
- Usar una jeringa o cartucho nuevo para cada impresión o como máximo intercambiarla cada 2 impresiones, ya que las aletas se desgastan y terminan cediendo a la presión del fluido.
- Usar por parámetros de impresión del ensayo de impresión 3 para garantizar una correcta impresión del polímero.
- Limpiar exhaustivamente todos los materiales usados para la preparación e impresión del biomaterial, para garantizar que no existirá presencia de bacterias ni agentes que puedan dificultar la impresión, como basuras que obstruyan la boquilla, etc.

- Lubricar ligeramente la junta de estanqueidad ayuda a la correcta extrusión del polímero, al no perder fuerza del aire comprimido en las paredes del cilindro
- La junta o empaque que media entre la jeringa y el cabezal, debe colocarse correctamente en su lugar designado y no se lo lubricará ni adicionará de elementos que puedan provocar deslizamiento entre las superficies de contacto.
- La importancia del correcto alineamiento en las sujeciones de la base del extrusor con las guías del eje X radica en que si los rodamientos pierden colinealidad con la guía pueden presentarse rozamiento o fricción excesiva entre ambos. Esto se traduce en un mayor esfuerzo para el motor X, al jalar un elemento que se resiste al movimiento a causa de su rozamiento

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3DPRINTING. (2018). SeeMeCNC Rostock MAX v3 3D Printer - Price - Reviews - Product Specifications. Recuperado el 29 de agosto de 2018, obtenido de <https://3dprinting.com/pricewatch/3d-printer/seemecnc-rostock-max-v3/>

Acofarma (s.f.). CARBOPOL Y EXCIPIENTE ACOFAR GEL CARBÓMERO. Ficha de información técnica. Acofarma distribución S.A. Recuperado el 11 de abril del 2018, obtenido de <http://www.acofarma.com/es/formulacion-magistral/descargas/3>

Adam, J. O. (2017). *Fabricación digital: Introducción al modelado e impresión 3D*. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte. Recuperado el 15 de mayo de 2018, obtenido de <https://sede.educacion.gob.es/publivera/PdfServlet?pdf=VP18119.pdf&area=E>

Alba Sanchez. (2015, diciembre 22). Diwo. Recuperado el 16 de julio de 2018, obtenido de <http://diwo.bq.com/impresoras-3d-cartesianas-vs-delta/>

Amy Nelson, PhD, MPH, & Lauren N. Bradley, MHS. (s. f.). Enfoque en Epidemiología de Campo, 4(3), 8. Recuperado el 5 de junio de 2018, obtenido de https://nciph.sph.unc.edu/focus/vol4/issue3/4-3LabOverview_espanol.pdf

Aravena & Rojas C. (2005). SINTESIS Y PROPIEDADES DE POLIMEROS HIDROFILICOS: EFECTO LIGANDO DE LAS CADENAS LATERALES EN EL PROCESO DE FORMACION DE COMPLEJOS EN SOLUCION ACUOSA. Santiago de Chile. Universidad Tecnológica Metropolitana. Recuperado el 22 de junio de 2018, obtenido de http://www.ifisica.uaslp.mx/~elias/articulosPDF/revisiones_4.pdf

Ashley Lindstrom. (2016). Selective Laser Sintering, Birth of an Industry - Department of Mechanical Engineering. Recuperado 19 de abril de 2018, obtenido de <http://www.me.utexas.edu/news/news/selective-laser-sintering-birth-of-an-industry>

Aspect biosystems. (2017). Products - Aspect Biosystems. Recuperado 3 de agosto de 2018, obtenido de <https://www.aspectbiosystems.com/product>

ASTM (2010) Standard Test Methods for Measuring Adhesion by Tape Test. ASTM International. Recuperado el 17 de julio de 2018, obtenido de: <https://www.astm.org/DATABASE.CART/HISTORICAL/D3359-09.htm>

Azimi P., Zhao D., Pouzet C., Crain N. & Stephen B. (2018) Emissions of Ultrafine Particles and Volatile Organic Compounds from Commercially Available Desktop Three-Dimensional Printers with Multiple Filaments. Illinois Institute of Technology. Chicago - Illinois 60616, United States. Recuperado el 23 de junio de 2018, obtenido de <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acs.est.5b04983>

Barón, A.; Barrera, I.X.; Boada, L.F.; Rodríguez, G. (2007). “Evaluación de hidrogeles para aplicaciones agroforestales”. *Revista Ingeniería e Investigación*, 27(3): 35-44. Recuperado el 2 de agosto de 2018, obtenido de http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0120-56092007000300004&script=sci_abstract&tlng=es

Best Prusa i3 Clone of 2018 – 27 Clones vs Prusa i3 MK3. (2018, mayo 8). Recuperado 3 de septiembre de 2018, obtenido de <https://all3dp.com/1/best-prusa-i3-kit-clone-mk2-reprap-3d-printer-kit/>

- Bhattacharjee, T., Zehnder, S. M., Rowe, K. G., Jain, S., Nixon, R. M., Sawyer, W. G., & Angelini, T. E. (2015). Writing in the granular gel medium. *Science Advances*, 1(8), e1500655. Recuperado el 15 de julio de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.1126/sciadv.1500655>
- Billmeyer, F. W. (1975). *Ciencia de los polímeros*. Reverte. Recuperado el 20 de marzo de 2018, obtenido de https://books.google.com.ec/books/about/Ciencia_de_los_pol%C3%ADmeros.html?id=vL9QrpOKsQcC&redir_esc=y
- Biogelx. (2018). Biogelx | Technology | We offer alternatives to animal-derived 3D matrices. Recuperado 3 de agosto de 2018, obtenido de <https://www.biogelx.com/technology-synthetic-peptide-hydrogel/>
- Boylestad R. & Nashelsky L. (2009) *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos*. PEARSON EDUCACIÓN, México, D.F. ISBN VERSIÓN IMPRESA 978-607-442-292-4. Recuperado el 2 de agosto de 2018
- Bulent Yusuf. (2018, marzo 26). 10 Types of 3D Printing Technology - Simply Explained | All3DP. Recuperado 6 de junio de 2018, de <https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/>
- Características del aluminio: usos y aplicación – Galisur S.L. Perfiles de aluminio y accesorios. (s. f.). Recuperado 14 de septiembre de 2018, de <http://galisur.es/blog/caracteristicas-aluminio-usos-aplicacion/>
- Carbomers: Overview, recommendations, and formulating tips. (2013, noviembre 29). Recuperado 10 de julio de 2018, de <https://knowledge.ulprospector.com/261/pcc-carbomers/>

- Cedrón, Juan Carlos, Victoria Landa & Juana Robles. (2011) Química General. Material de enseñanza. Lima: Pontificia Universidad Católica del Perú. Recuperado el: 04/04/2018. Obtenido de <http://corinto.pucp.edu.pe/quimicageneral/contenido/tema>.
- CELLINK. (2017, julio 13). 3D Bioprinter ~ Bioprinter ~ 3D Bioprinting Technology. Recuperado 2 de agosto de 2018, de <https://cellink.com/bioprinter/>
- CICAD (s.f.) Manual: Químicos Utilizados en la Producción Ilícita de Drogas. Organización de los estados americanos p. 97. Recuperado el 18 de junio de 2018
- David Garcia. (2017). gizlogic Anet A6, por fin las impresoras 3D son baratas David García. Recuperado el 19 de octubre, obtenido de <https://www.gizlogic.com/anet-a6-impresion-3d-opiniones/>
- De la Torre -Cantero, J., Saorín, J. L., Meier, C., Melián-Díaz, D., & Drago -Díaz Alemán, M. (2015). Creación de réplicas de patrimonio escultórico mediante reconstrucción 3D e impresoras 3D de bajo coste para uso en entornos educativos. *Arte, Individuo y Sociedad*, 27(3). Recuperado el 14 de julio de 2018, obtenido de <http://www.redalyc.org/resumen.oa?id=513551298005>.
- Educarchile. (2018). Polímeros sintéticos y naturales. *educarchile*. Recuperado el 16 de mayo de 2018, obtenido de <http://centroderecursos.educarchile.cl/handle/20.500.12246/44412>
- Enfermeriacelayane, P. (2018, abril 13). Unidad didáctica 6: Medidas de resumen de una distribución y comparación de dos proporciones. Recuperado 19 de octubre de 2018, de <https://blogs.ugto.mx/enfermeriaenlinea/unidad-didactica-6-medidas-de-resumen-de-una-distribucion-y-comparacion-de-dos-proporciones/>

Evasent. (2013, abril). Extrusora de jeringa - Evasent. Recuperado 6 de junio de 2018, de <http://www.evasent.com/extrusora-de-jeringa/>

Ferrer C. & Amigó V. (2003). Tecnología de Materiales. Ed. Universidad politécnica de Valencia. Valencia. ISBN 9788497053631. Recuperado el 27 de junio de 2018, obtenido de https://www.researchgate.net/publication/31860043_Tecnologia_de_materiales_C_Ferrer_Gimenez_V_Amigo_Borras

Geriatricarea (2017, julio 4). Medicamentos: ¿Se pueden fraccionar o triturar los comprimidos? ¿se pueden abrir las cápsulas?... Recuperado 10 de julio de 2018, de <http://geriatricarea.com/medicamentos-se-pueden-fraccionar-o-triturar-los-comprimidos-se-pueden-abrir-las-capsulas/>

Gestion de Compras Industrial Sourcing. (2004, octubre 21). Diseña y suministra perfiles de aluminio para la industria y la construcción. Recuperado 31 de julio de 2018, de <http://www.gestiondecompras.com/es/productos/conformado-de-tubos-y-perfiles/perfiles-de-aluminio>

Gmvemsc.org (s. f.). Greater Miami Valley EMS Council - Virtual Drug Bag - Calcium Chloride. Recuperado 12 de julio de 2018, de <https://www.gmvemsc.org/vdb-calciumchloride.html>

Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. *Analytical Chemistry*, 86(7), 3240-3253. Recuperado el 7 de mayo de 2018, de <https://doi.org/10.1021/ac403397r>

Guerra, A. J. P. (2017, agosto 30). MECANOTECNIA: DISEÑO MECÁNICO DE TRANSPORTADORES DE TORNILLO SIN FIN (TÓPICOS DE MANUFACTURA). Recuperado 22 de julio de 2018, de <http://mecanotecnia.blogspot.com/2017/08/disenomecanico-de-transportadores-de.html>

He, Y., Yang, F., Zhao, H., Gao, Q., Xia, B., & Fu, J. (2016). Research on the printability of hydrogels in 3D bioprinting. *Scientific Reports*, 6. Recuperado el 6 de agosto de 2018, de <https://doi.org/10.1038/srep29977>

Hod Lipson, & Melba Kurman. (2014). *FABRICATED: The new world of 3D printing* (USA, Vol. I). Indiana: Wiley. Recuperado el 5 de abril de 2018, obtenido de <https://www.wiley.com/en-us/Fabricated%3A+The+New+World+of+3D+Printing-p-9781118350638>

Illescas M. (2012). *Construcción de una impresora 3D Open Source*. Universidad Carlos III de Madrid, España. Recuperado 12 de junio de 2018, obtenido de https://e-archivo.uc3m.es/bitstream/handle/10016/16853/TFG_Marco_Esteban_Illescas.pdf

Inés Valls Pepió, & David Blay Pozo. (2018). *Impresora 3d de resina por estereolitografía*. UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA-BARCELONATECH, España. Recuperado el 2 de febrero de 2018, obtenido de <http://hdl.handle.net/2117/115114>

International Standard (2011) Plastics - Determination of the melt mass-flow rate (MFR) and melt volumeflow rate (MVR) of thermoplastics. ISO 1133-1
 Recuperado el 17 de julio de 2018 de: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:1133:-1:ed-1:v1:en>

Jeremie Francois. (2013, abril 12). Rollerstruder: a filament feeder / driver / extruder. Recuperado 6 de junio de 2018, de <http://www.tridimake.com/2013/04/rollerstruder-filament-feeder-driver.html>

José Marced Adriá. (2015). *Evaluación de formulaciones alimentarias para su impresión 3d*. Universidad Politecnica de Valencia, España. Recuperado el 7 de junio de 2018, de <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/71841/MARCED%20-%20Evaluaci%C3%B3n%20de%20formulaciones%20alimentarias%20para%20su%20impresi%C3%B3n%20en%203D.pdf?sequence=1>

José Noguera. (2014, septiembre). Impresoras-3D-2014. Recuperado el 8 de junio de 2018, de <http://jeuazarru.com/wp-content/uploads/2014/11/Impresoras-3D-2014.pdf>

Kalpakjian, S., & Schmid, S. R. (2002). *Manufactura, ingeniería y tecnología*. Pearson Educación. Recuperado el 11 de julio de 2018, obtenido de https://books.google.com.ec/books?id=gilYI9_KKAoC

Kazanskii, K.; Dubroskii, S. (1991) "Chemistry and physics of agricultural hidrogels". *Adv. Polym. Sci.* 1991, 104: 97-133. Recuperado el 2 de marzo de 2018, obtenido de https://www.researchgate.net/publication/227312323_Chemistry_and_physics_of_agricultural_hydrogels

LBNL (s. f.). KEVLAR--CLUE #1. Recuperado 4 de julio de 2018, de <http://www2.lbl.gov/MicroWorlds/Kevlar/KevlarClue1.html>

López-Elías, J., O, S. G., L, J. J., L, M. A. H., & L, O. D. G. (2016). Uso De Un Polímero Hidrófilo A Base De Poliacrilamida Para Mejorar La Eficiencia En El Uso Del Agua. *European*

Scientific Journal, ESJ, 12(15). Recuperado el 8 de abril de 2018, obtenido de <http://eujournal.org/index.php/esj/article/view/7498>

López F. (2004). Fundamentos de polímeros. VI Escuela Venezolana para la enseñanza de la química. Mérida – Venezuela. Recuperado el 14 de junio de 2018, obtenido de https://www.researchgate.net/publication/262639386_FUNDAMENTOS_DE_POLIMEROS

López J, Garza S, Jiménez J, Huez M & Garrido O, (2016). Uso De Un Polímero Hidrófilo A Base De Poliacrilamida Para Mejorar La Eficiencia En El Uso Del Agua. Universidad de Sonora, Departamento de Agricultura y Ganadería, Hermosillo. Sonora – México, D.F. Recuperado el 12 de marzo de 2018, obtenido de <http://www.agricultura.uson.mx/publicaciones/indexadas/7498-21867-1-PB.pdf>

López T., Bosco J., Horta J., Coronado A. & Castaño V. (2010). POLÍMEROS PARA LA ESTABILIZACIÓN VOLUMÉTRICA DE ARCILLAS EXPANSIVAS. División de Estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería; Universidad Autónoma de Querétaro. México, D.F. 11(3) Recuperado el 19 de febrero de 2018, obtenido de <http://www.ehu.eus/reviberpol/pdf/MAY10/lopez.pdf>

Matthew B. Hoy. (2013). 3D Printing: Making Things at the Library, 8. 0276-3869 PRINT/1540-9597. Recuperado el 13 de mayo de 2018, obtenido de https://www.researchgate.net/publication/235439913_3D_Printing_Making_Things_at_the_Library

- Muñoz A. et. al. (2014) *Ácido Cítrico*. Departamento de Química Orgánica. Facultad de Ciencias Químicas. Universidad Autónoma de Coahuila. México, D.F. Recuperado el 30 de agosto del 2018 de: <http://www.posgradoeinvestigacion.uadec.mx/AQM/No.%2012/4.pdf>
- My 3D Concepts LLC. (2017). *First-3D-Printer-Invented-in-1983*. Recuperado 19 de abril de 2018, de <http://my3dconcepts.com/explore/history-of-3d-printing/first-3d-printer-invented-in-1983/>
- Parker (s.f.) *Tubos técnicos*. Legris. Catalogo. Recuperado el 12 de octubre del 2018 de www.parkerlegris.com
- PBC Linear (s.f.) *Stepper Motor NEMA 17*. Datasheet. Recuperado el 10 de septiembre del 2018 de <http://www.pbcllinear.com>
- Plásticos en la impresión 3D*. (2018, febrero 20). Recuperado 6 de septiembre de 2018, de <https://www.3dnatives.com/es/plasticos-impresion-3d-22072015/>
- Polímeros | Química general*. (s. f.). Recuperado 4 de julio de 2018, de <http://corinto.pucp.edu.pe/quimicageneral/contenido/82-polimeros.html>
- Pubchem. (s. f.). *Calcium dichloride*. Recuperado 12 de julio de 2018, de <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/5284359>
- Querelle (2015). *Polímeros*. Profesor en línea. Recuperado el 04 de julio de 2018, de <http://www.profesorenlinea.cl/Quimica/PolimerosCeluloAlmid.htm>
- Ramot, Y., Haim-Zada, M., Domb, A. J., & Nyska, A. (2016). *Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers*. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 153-162. Recuperado el 18 de julio de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.03.012>

RepRap.org. (2016, enero 20). RepRap/es. Recuperado 7 de junio de 2018, de <https://reprap.org/wiki/RepRap/es>

Robert L. Norton. (2009). *DISEÑO DE MAQUINARIA* (4ta ed.). México, D.F: The McGraw-Hill. Recuperado el 14 de julio de 2018, obtenido de <https://es.slideshare.net/FranciscoAlejandroDe/diseo-de-maquinaria-norton-4ta-edicion>

Robots Argentina. (s. f.). Motores paso a paso - Características básicas. Recuperado 16 de septiembre de 2018, de http://robots-argentina.com.ar/MotorPP_basico.htm

Rodamiento Lineal con Soporte - SC8UU. (s. f.). Recuperado 25 de septiembre de 2018, de <https://naylampmechatronics.com/impresion-3d-cnc/220-rodamiento-lineal-con-soporte-sc8uu.html>

Sais 3d. (2018). Rostock Max V3. Recuperado 28 de agosto de 2018, de <http://www.sais3d.com/producto/rostock-max-v3/>

Sean V Murphy, & Anthony Atala. (2014). 3D bioprinting of tissues and organs, 13. Recuperado el 8 de abril de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.1038/nbt.2958>

Sejzer Raul. (2016). Calidad Total: La Matriz de Pugh para la toma de decisiones. Recuperado el 11 de julio de 2018, a partir de <http://ctcalidad.blogspot.com/2016/10/la-matriz-de-pugh-para-la-toma-de.html>

Sergio Katz. (2016, julio 2). Impresora 3D con cabezal de jeringa doble para uso en biotecnología - Impresoras 3D. Recuperado 6 de junio de 2018, de <http://imprimalia3d.com/noticias/2016/06/12/006377/impresora-3d-cabezal-jeringadoble-uso-biotecnolog>

- Solé, A. C. (2012). *Neumatica e Hidráulica*. Marcombo. Recuperado el 22 de julio de 2018, obtenido de <https://seb0e249b932f46de.jimcontent.com/.../NeumaticaeHidraulica-Creus.pdf>
- SPIE Professional. (2013). SPIE Professional: Pioneer in Stereolithography: Chuck Hull. Recuperado 19 de abril de 2018, de <https://spie.org/membership/spie-professional-magazine/spie-professional-archives-and-special-content/chuck-hull?SSO=1>
- Tinoco Gómez, O. (2014). Una aplicación de la prueba chi cuadrado con SPSS. *Industrial Data*, 11(1), 073. Recuperado el 26 de octubre de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.15381/idata.v11i1.6040>
- TRUPER (s. f.). Catálogo Vigente. Recuperado 12 de octubre de 2018, de <https://www.truper.com/CatVigente/116.php>
- Xu, W., Wang, X., Sandler, N., Willför, S., & Xu, C. (2018). Three-Dimensional Printing of Wood-Derived Biopolymers: A Review Focused on Biomedical Applications. *ACS Sustainable Chemistry & Engineering*. Recuperado el 16 de abril de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.1021/acssuschemeng.7b03924>
- Yusif, R. M., Hashim, I. I. A., Mohamed, E. A., & Rakhawy, M. M. E. (2016). Investigation and Evaluation of an in Situ Interpolymer Complex of Carbopol with Polyvinylpyrrolidone as a Matrix for Gastroretentive Tablets of Ranitidine Hydrochloride. *Chemical and Pharmaceutical Bulletin*, 64(1), 42-51. Recuperado el 24 de agosto de 2018, obtenido de <https://doi.org/10.1248/cpb.c15-00620>

ANEXOS



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA**

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores **NAVARRETE SOCASI JUAN CARLOS** y **PAUCAR BASTIDAS PEDRO BLADIMIR**.

En la ciudad de Latacunga, a los 30 días del mes de octubre del 2018.

Ing. Andrés Gordón

DIRECTOR DEL PROYECTO

Aprobado por:

Ing. Vicente Hallo

DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca

SECRETARIO ACADÉMICO