

ELABORACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE COMPONENTES PLÁSTICOS
POROSOS, MEDIANTE IMPRESIÓN 3D PARA APLICACIONES DE
REGENERACIÓN ÓSEA

JHONATAN RODRÍGUEZ SUAREZ
DEIVI GONZALO RESTREPO ARDILA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2015

ELABORACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE COMPONENTES PLÁSTICOS
POROSOS, MEDIANTE IMPRESIÓN 3D PARA APLICACIONES DE
REGENERACIÓN ÓSEA

JHONATAN RODRÍGUEZ SUAREZ
DEIVI GONZALO RESTREPO ARDILA

Trabajo de grado en la modalidad de Auxiliar de Investigación para optar al título de
Ingeniero Mecánico

DIRECTOR
MARCO ANTONIO VELASCO PEÑA

UNIVERSIDAD SANTO TOMÁS
DIVISIÓN DE INGENIERÍAS
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
BOGOTÁ D.C.
2015

Nota de aceptación

Firma del presidente del jurado

Firma del jurado

Firma del jurado

Ciudad, 00 de mes de 2015

Con todo mi cariño y mi amor para las personas que día a día sacrificaron todo por verme profesional, esas personas que me tendieron la mano cuando sentía que el camino se terminaba y no me dejaron desvanecer ante cualquier adversidad, siempre me acompañaron y me mostraron el camino correcto. Hoy en día doy gracias a Dios haberme dado unos padres tan maravillosos y únicos a ustedes mi corazón y mi total agradecimiento, gracias por ayudarme a materializar estos sueños y poder decir lo he logrado.

Jhonatan

Agradecimientos

Los autores agradecen en primer lugar al Ingeniero Marco Antonio Velasco por sus valiosas enseñanzas, su paciencia, por poner en nuestras manos su conocimiento, por brindarnos parte de su tiempo para la realización del presente proyecto y por la confianza que depositó en nosotros como personas idóneas, profesionales y éticas.

A la empresa Voxel3D consulting&training por poner a nuestra disposición sus instalaciones, grupo humano y equipos, en cabeza del Ing. Leonardo Velasco e Ing. Boris Camelo que estuvieron siempre dispuestos a aplicar sus conocimientos en impresión 3D.

Al Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA) por permitirnos tener acceso a sus instalaciones y equipos, que hicieron posible la realización de los ensayos de tracción requeridos para el desarrollo del proyecto.

CONTENIDO

| | pág. |
|---|------|
| INTRODUCCIÓN | 11 |
| 1 OBJETIVOS | 13 |
| 1.1 OBJETIVO GENERAL | 13 |
| 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 13 |
| 2 PROPIEDADES DE LOS IMPLANTES PARA REGENERACIÓN ÓSEA ELABORADOS POR DEPOSICIÓN DE MATERIAL FUNDIDO (FDM) | 14 |
| 2.1 EL HUESO HUMANO | 14 |
| 2.1.1 Funciones | 14 |
| 2.1.2 Estructura | 14 |
| 2.1.3 Propiedades mecánicas del hueso | 16 |
| 2.2 IMPLANTES O <i>SCAFFOLDS</i> | 20 |
| 2.2.1 Funciones y características de los <i>Scaffolds</i> para ingeniería del tejido óseo. | 21 |
| 2.2.2 Manufactura del <i>Scaffold</i> | 22 |
| 2.2.3 Biomateriales | 23 |
| 2.3 AVANCES CIENTÍFICOS SOBRE LA IMPRESIÓN 3D DE <i>SCAFFOLDS</i> | 25 |
| 2.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO | 24 |
| 3 GENERACIÓN DE ESTRUCTURAS GEOMÉTRICAS POROSAS 3D FDM | 26 |
| 3.1 PARÁMETROS DE DISEÑO GEOMÉTRICO PARA LA IMPRESIÓN 3D DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS | 27 |
| 3.1.1 Espesor de capa (e) | 27 |
| 3.1.2 Porosidad (p) | 28 |
| 3.1.3 Contorno (c) | 30 |
| 3.1.4 Ángulo de trama (a) | 31 |
| 3.2 CREACIÓN DEL G-CODE PARA LA IMPRESIÓN 3D FDM | 32 |
| 3.3 IMPRESIÓN 3D DE ESTRUCTURAS POROSAS | 37 |
| 3.3.1 Preparación de la cama de impresión | 39 |
| 3.3.2 Pre calentamiento de la cama y los materiales plásticos: | 39 |
| 3.3.3 Impresión y retiro de las estructuras porosas impresas | 40 |
| 3.4 MODELADO DE ESTRUCTURAS POROSAS CAD | 42 |
| 3.4.1 Software <i>Rhinoceros5</i> [®] | 42 |
| 3.4.2 Plug-in Grasshoper | 43 |
| 3.4.3 Diseño de las estructuras porosas en Grasshoper | 44 |
| 3.5 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO | 48 |
| 4 CARACTERIZACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS DE PLA Y ABS, IMPRESAS EN 3D FDM | 49 |

| | | |
|---------|--|-----|
| 4.1 | PREDICCIÓN TEÓRICA DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO PARA LOS <i>SCAFFOLDS</i> A IMPRIMIR EN PLA Y ABS | 49 |
| 4.1.1 | Área transversal. | 49 |
| 4.1.2 | Área transversal equivalente | 49 |
| 4.1.3 | Fuerza de fluencia | 50 |
| 4.2 | DISEÑO EXPERIMENTAL PARA LA IMPRESIÓN DE <i>SCAFFOLDS</i> | 51 |
| 4.3 | RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LA EXPERIMENTACIÓN | 52 |
| 4.3.1 | Curvas de esfuerzo vs deformación | 55 |
| 4.3.2 | Resultados de las propiedades mecánicas a tensión | 57 |
| 4.3.3 | Modelado del comportamiento mecánico de las estructuras porosas | 59 |
| 4.3.4 | Análisis estadístico | 61 |
| 4.3.5 | Efectos principales de los factores de diseño, sobre las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en PLA | 64 |
| 4.3.6 | Efectos principales de los factores de diseño, sobre las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en ABS | 68 |
| 4.4 | ANÁLISIS MORFOLÓGICO | 72 |
| 4.5 | CONCLUSIONES DEL CAPITULO | 77 |
| 5 | SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS EN PLA Y ABS, MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS | 79 |
| 5.1 | MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS | 79 |
| 5.1.1 | Etapas del proceso de Análisis por Elementos Finitos | 80 |
| 5.1.2 | Tipos de malla | 81 |
| 5.1.2.1 | Tipos de elementos | 81 |
| 5.1.2.2 | Tamaño del elemento | 83 |
| 5.1.2.3 | Tipos de funciones de forma | 83 |
| 5.2 | ANÁLISIS LINEAL DE ELEMENTOS FINITOS PARA UNA ESTRUCTURA POROSA EN MATERIAL PLA | 84 |
| 5.2.1 | Modo Modelado (modelado geométrico) | 84 |
| 5.2.2 | Modo FEM (modelado de elementos finitos) | 86 |
| 5.2.3 | Modo SIM (Definición del ambiente) | 90 |
| 5.2.4 | Procesamiento y Post-procesamiento | 92 |
| 5.2.4.1 | Desplazamiento | 92 |
| 5.2.4.2 | Deformación | 93 |
| 5.2.4.3 | Esfuerzo | 95 |
| 5.3 | CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO | 97 |
| | CONCLUSIONES | 98 |
| | RECOMENDACIONES | 101 |
| | BIBLIOGRAFÍA | 103 |
| | ANEXOS | 111 |

LISTA DE TABLAS

| | pág. |
|---|------|
| Tabla 1. <i>Propiedades mecánicas de los huesos reportadas por otros autores</i> | 20 |
| Tabla 2. <i>Funciones de las matrices extracelulares y los scaffolds</i> | 21 |
| Tabla 3. <i>Propiedades del PLA</i> | 24 |
| Tabla 4. <i>Propiedades físicas y mecánicas del ABS</i> | 24 |
| Tabla 5. <i>Propiedades del ABS</i> | 25 |
| Tabla 6. <i>Revisión bibliográfica características de biomateriales y scaffolds</i> | 20 |
| Tabla 7. <i>Propiedades mecánicas determinadas para los scaffolds</i> | 25 |
| Tabla 8. <i>Cálculo teórico de porosidad</i> | 30 |
| Tabla 9. <i>Parámetros constantes para el diseño de las probetas en Kisslicer[®]</i> | 33 |
| Tabla 10. <i>Tiempo y costo de impresión de las estructuras porosas</i> | 36 |
| Tabla 11. <i>Especificaciones técnicas de la impresora 3D FDM</i> | 38 |
| Tabla 12. <i>Temperaturas de precalentamiento de la cama de impresión</i> | 40 |
| Tabla 13. <i>Resumen datos calculados de la geometría de las probetas</i> | 51 |
| Tabla 14. <i>Parámetros y niveles simples, utilizados en el programa estadístico Minitab</i> | 52 |
| Tabla 15. <i>Diseño factorial de media fracción (16 probetas)</i> | 52 |
| Tabla 16. <i>Especificaciones técnicas - máquina de ensayos universal para plásticos</i> | 54 |
| Tabla 17. <i>Especificaciones técnicas - Durómetro Mitutoyo, "HARDMATIC" HH-411</i> | 55 |
| Tabla 18. <i>Resultados de ensayo de Tensión y Dureza en las 16 probetas impresas en 3D</i> | 57 |
| Tabla 19. <i>Propiedades mecánicas a la tensión y dureza de las probetas obtenidas</i> | 59 |
| Tabla 20. <i>Modelos de regresión (propiedades mecánicas vs parámetros de impresión)</i> | 60 |
| Tabla 21. <i>Modelos de regresión (propiedades mecánicas)</i> | 60 |
| Tabla 22. <i>Comportamiento mecánico experimental de las probetas fabricadas</i> | 61 |
| Tabla 23. <i>ANOVA para el comportamiento mecánico de las estructuras porosas en PLA</i> | 61 |
| Tabla 24. <i>ANOVA para el comportamiento mecánico de las estructuras porosas en ABS</i> | 62 |
| Tabla 25. <i>Especificaciones técnicas del microscopio digital empleado</i> | 72 |
| Tabla 26. <i>Tabla de convergencia para la deformación teórica de la estructura porosa</i> | 87 |
| Tabla 27. <i>Comparación de propiedades mecánicas de los materiales plásticos evaluados (PLA y ABS), respecto a la revisión teórica y a los huesos trabeculares</i> | 99 |

LISTA DE FIGURAS

| | pág. |
|--|------|
| Figura 1. Estructura porosa de los huesos | 15 |
| Figura 2. Niveles de estructura de los huesos. (a.) Jerarquización de la estructura del hueso. (b.) Macro, micro y sub-microestructura del hueso | 15 |
| Figura 3. Tipos de esfuerzo al aplicar una fuerza sobre un objeto | 17 |
| Figura 4. Deformaciones dadas por los diferentes tipos de esfuerzos | 18 |
| Figura 5. Curva de esfuerzo-deformación | 19 |
| Figura 6. Diagrama esquemático de los enfoques para el diseño de scaffolds | 23 |
| Figura 7. Dimensiones de las probetas para ensayos de tracción y dureza | 26 |
| Figura 8. Espesor de capa de las probetas evaluadas | 27 |
| Figura 9. Número de capas de las probetas impresas en 3D, según el espesor de capa | 28 |
| Figura 10. Porcentaje de relleno y porosidad de las probetas impresas en 3D (50%) | 29 |
| Figura 11. Contornos de filamentos para las probetas impresas en 3D | 31 |
| Figura 12. Ángulos de trama evaluados | 31 |
| Figura 13. Pantalla de <i>Kisslicer</i> [®] con los parámetros de impresión modificables | 32 |
| Figura 14. Pantallas de <i>Kisslicer</i> [®] para elección de los materiales y las condiciones de temperatura para la impresión | 33 |
| Figura 15. Pantalla de configuración del Raft en <i>Kisslicer</i> [®] | 34 |
| Figura 16. Configuración inicial del G-Code para la impresión de las probetas | 35 |
| Figura 17. Configuración de relleno de la última capa para la impresión de las probetas | 35 |
| Figura 18. Configuración final del G-Code para la impresión de las probetas | 36 |
| Figura 19. Disposición de las probetas para impresión en software Repetier Host V1.06 | 37 |
| Figura 20. Impresora 3D BGCE | 38 |
| Figura 21. Efecto de la laca fijadora del cabello en la cama de impresión sobre las probetas impresas en ABS | 39 |
| Figura 22. Auto-nivelación de la boquilla y cama de impresión | 40 |
| Figura 23. <i>Raft</i> y <i>Skinthickness</i> de las estructuras porosas | 41 |
| Figura 24. Impresión de contorno y relleno de las probetas | 41 |
| Figura 25. Probetas terminadas y retiradas de la cama de impresión | 42 |
| Figura 26. Ventana de trabajo, interfaz Rhinoceros [®] | 43 |
| Figura 27. Pantalla del plug-in Grasshopper dentro de Rhinoceros [®] | 44 |
| Figura 28. Esquema del proceso de diseño para las estructuras porosas | 44 |
| Figura 29. Pantalla Grasshopper, generación del código para el diseño paramétrico | 45 |
| Figura 30. Parámetros del código Grasshopper para el modelado de las probetas | 46 |
| Figura 31. Detalles de las estructuras CAD modeladas en Rhinoceros ⁵ [®] , zoom 600% | 47 |
| Figura 32. Dimensiones y corte transversal probeta Tipo 1 | 49 |
| Figura 33. Ensayos de tracción | 53 |
| Figura 34. Máquina de ensayos, universal para plásticos H5KT, del SENA | 53 |
| Figura 35. Equipo de medición de dureza Mitutoyo, “HARDMATIC” HH-411 | 54 |
| Figura 36. Curvas típicas de esfuerzo vs deformación para estructuras en PLA | 55 |
| Figura 37. Curvas de esfuerzo vs deformación de probetas diseñadas, con los niveles mínimos para los parámetros de impresión ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$) | 56 |

| | |
|--|----|
| Figura 38. Curvas de esfuerzo vs deformación de probetas diseñadas, con los niveles máximos para los parámetros de impresión ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$) | 57 |
| Figura 39. Propiedades mecánicas a tensión de las probetas obtenidas | 58 |
| Figura 40. Dureza de las probetas impresas en 3D | 59 |
| Figura 41. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el módulo de elasticidad del material poroso PLA | 65 |
| Figura 42. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el esfuerzo último a la tensión del material poroso PLA | 66 |
| Figura 43. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre la dureza del material poroso PLA | 67 |
| Figura 44. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el módulo de elasticidad del material poroso ABS | 69 |
| Figura 45. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el esfuerzo último a la tensión del material poroso ABS | 70 |
| Figura 46. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre la dureza del material poroso ABS | 71 |
| Figura 47. Microscopio digital AM413TL | 72 |
| Figura 48. Vista superior probetas impresas en PLA. Zoom 31X | 73 |
| Figura 49. Vista lateral. Espacio entre filamentos de las capas impresas de dos probetas en PLA, observado en el microscopio. Zoom 35X | 74 |
| Figura 50. Vista transversal. Ancho de filamento de dos probetas impresas en PLA, observado en el microscopio. Zoom 35X | 75 |
| Figura 51. Detalles morfológicos de las estructuras porosas impresas en 3D. Zoom 35X | 76 |
| Figura 52. Diagrama del proceso FEM | 80 |
| Figura 53. Tipos de elementos finitos | 82 |
| Figura 54. Tipos de nodo de un elemento | 83 |
| Figura 55. Geometría de la probeta J ($(p)=67\%$, $(e)=0,3\text{mm}$, $(a)=90^\circ$) | 85 |
| Figura 56. Apariencia de la estructura porosa importada en S. NX 9. Modo Modelado | 86 |
| Figura 57. Configuración de malla, con tamaño del elemento =1.5mm | 87 |
| Figura 58. Convergencia FEM | 88 |
| Figura 59. Configuración de la malla en NX9 Configuración de la malla en NX9 | 88 |
| Figura 60. Aspecto final de la malla, con tamaño de elemento = 0,2 mm | 89 |
| Figura 61. Librería de materiales del software NX 9. Creación del material PLA | 89 |
| Figura 62. Activación de la petición de deformación y fuerza en modo SIM de NX9 | 90 |
| Figura 63. Restricción de desplazamiento y rotación de un filamento | 91 |
| Figura 64. Restricción del desplazamiento en y rotación de los filamentos fijos | 91 |
| Figura 65. Selección de la fuerza aplicada a la estructura porosa | 92 |
| Figura 66. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Desplazamiento | 93 |
| Figura 67. Vista Superior: Post-procesamiento-Desplazamiento | 93 |
| Figura 68. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Deformación | 94 |
| Figura 69. Elementos con mayor deformación en la estructura | 95 |
| Figura 70. Vista Superior: Post-procesamiento-Deformación | 95 |
| Figura 71. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Esfuerzo | 96 |
| Figura 72. Vista isométrica del esfuerzo entre filamentos | 96 |
| Figura 73. Vista Superior: Post-procesamiento-Esfuerzo | 97 |

LISTA DE ANEXOS

| | pág. |
|---|------|
| Anexo A. Código Grasshoper para el modelado CAD de las probetas | 111 |
| Anexo B. Curvas de esfuerzo vs. Deformación de las probetas evaluadas | 112 |
| Anexo C. Regresiones múltiples para los parámetros de impresión vs. las propiedades mecánicas de las estructuras porosas (<i>Minitab17</i>) | 121 |
| Anexo D. Análisis de varianza de las interacciones entre los parámetros de impresión | 127 |

RESUMEN

Tanto el estudio de biomateriales, como de las técnicas para la fabricación de implantes óseos, también conocidos como *Scaffolds*, son áreas de interés comunes para la ingeniería, la medicina, la bioquímica y otras disciplinas; pues el conocimiento de las características de los materiales empleados es de vital importancia para llevar a cabo una implantación exitosa, que logre mejorar la calidad de vida de los pacientes y la aplicación de nuevas tecnologías de elaboración pueden mejorar los tiempos y disminuir los costos de fabricación.

Una de las más modernas tecnologías utilizadas para la impresión 3D de *Scaffolds*, es el modelado por deposición fundida FDM (*Fused Deposition Modeling*) y los materiales que pueden ser utilizados son policaprolactona (PCL), polipropileno (PP), ABS y PLA, entre otros; cada uno con características diferentes, que afectan sus propiedades mecánicas, térmicas y químicas. Las propiedades mecánicas de los *Scaffolds* pueden mejorarse con la configuración de los parámetros de impresión 3D, tales como la porosidad, espesor de capas, espacio entre filamentos, ángulo de trama y la geometría externa de las piezas.

Teniendo en cuenta lo anterior, el presente estudio realizado para optar al título de Ingenieros mecánicos de la Universidad Santo Tomás, pretendió caracterizar las propiedades mecánicas de estructuras porosas de biomateriales (ABS y PLA), fabricadas mediante impresión 3D FDM y modelar su comportamiento mecánico mediante software de elementos finitos, con el fin de validar su uso en implantes para regeneración ósea.

En la primera parte del documento, se describen las propiedades de los implantes para regeneración ósea elaborados por deposición de material fundido (FDM). Luego se presenta la metodología para la generación de las estructuras porosas mediante impresión 3D. En seguida, se exponen los resultados del ensayo de tensión, la caracterización mecánica de las estructuras de los dos biomateriales evaluados (ABS y PLA) y su análisis morfológico. Por último, se presenta el procedimiento y los resultados de la simulación del comportamiento mecánico de las estructuras porosas mediante análisis de elementos finitos y su aproximación a los resultados experimentales.

Palabras clave:

Scaffolds, óseo, PLA, ABS, impresión 3D, comportamiento mecánico, simulación FEM

ABSTRACT

Biomaterial research, such as bone implants fabrication techniques, known as Scaffolds, is of common interest for engineering, medicine, biochemistry, and other disciplines; because knowing used materials characteristics is vital to carry out a successful implanting, reaching a better quality of life for patients; and applying new technologies on their fabrication can improve times and diminish production costs.

One of the most modern technologies used for 3D printing of scaffolds is Fused Deposition Modeling (FDM), and materials, which can be used, are polycaprolactone (PCL), polipropilene (PP), ABS y PLA, among others; each of them with different characteristics that affect their mechanical, thermal and chemical properties. Mechanical properties of scaffolds can be improved with the 3D printing parameters configuration, such as porosity, layer thickness, space between filaments, pattern angle, and external geometry of pieces.

Taking this into account, the present research, which was conducted to obtain the title of mechanical engineering at the Santo Tomás University, pretended to characterize the mechanical properties of porous structures of two biomaterial (ABS and PLA); those structures were manufactured by using FDM 3D printing, and their mechanical performance was modeled by using Finite Elements Software, looking for validating their use as bone regeneration *scaffolds*.

On the first part of this document, bone regeneration implants properties when made by Fused Deposition Material are described. Then, methodology to achieve porous structures 3D printing is presented. Next, results of tensile tests, mechanical characterization of both used biomaterials structures and their morphological analysis are shown. Finally, procedure of porous structures mechanical behavior simulation and its results are analyzed by FEM, and it is included an analysis of their approximation to experimental data.

Keywords:

Scaffolds, bone implant, PLA, ABS, 3D printing, mechanical behavior, FEM simulation.

INTRODUCCIÓN

Los huesos son órganos importantes para el desarrollo del ser humano pues no solo dan soporte y permiten el movimiento, sino también sirven de protección para órganos vitales como el cerebro y el corazón, entre otros. Para mantener la salud de los huesos, se pueden controlar algunos aspectos como la dieta alimenticia, adecuada actividad física, mantener un peso adecuado y controlar el consumo de cigarrillo, alcohol y medicinas; sin embargo, factores como la edad, el género, la etnia, e incluso, la historia familiar, pueden influir en la salud de los huesos (IQ Solutions, 2014). Cuando se afecta la salud de los huesos, se habla de lesiones y pérdida de tejido óseo, afecciones que han sido de gran preocupación para la medicina.

Según el Sistema Integral de Información de la Protección Social (SISPRO), 1.7 millones de personas fueron diagnosticadas con enfermedades o lesiones del sistema osteomuscular y del tejido conjuntivo en Colombia durante el año 2013, lo cual representa aproximadamente el 14% de las enfermedades diagnosticadas en ese mismo año (Sistema Integral de Información de la Protección Social, 2013). En muchos de estos casos las lesiones no son capaces de curarse solamente con la ayuda de fijación mecánica, lo que conduce a una no unión de la lesión, quedando espacios vacíos, conocidos como defectos óseos, los cuales deben ser cubiertos para lograr la curación esperada; esto requiere el uso de biomateriales adecuados que permitan la reconstitución de los huesos o tejidos afectados y así puedan seguir cumpliendo su función (Shrivats, McDermott, & Hollinger, 2014).

Un biomaterial se define como “un compuesto farmacológicamente inerte diseñado para ser implantado o incorporado dentro del sistema vivo. En este sentido el biomaterial se implanta con el objeto de sustituir o regenerar tejidos vivos y sus funciones” (Navarro Angarita & Ramírez Rocha, 2008). Su estudio es un área de interés común para la ingeniería, la medicina, la bioquímica y otras disciplinas, pues deben contar con características específicas que permitan su uso como implantes, también conocidos como *scaffolds*, e induzcan a la regeneración ósea, permitiendo la curación satisfactoria de las lesiones de carácter óseo para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Actualmente, se utilizan diversos tipos de materiales en la elaboración de injertos, entre éstos están los materiales orgánicos, metálicos, poliméricos y cerámicos; los cuales son procesados de acuerdo al tipo de tejido que necesita ser regenerado (Porter, Ruckh, & Popat, 2009; Velasco-Peña & Garzón-Alvarado, 2010; Yang, Leong, Du, & Chua, 2002). Los biomateriales que son usados para ingeniería de tejidos óseos deben ser procesados de manera que se obtengan estructuras porosas, para el alojamiento de células que se encargan de regenerar el tejido circundante, y al degradarse deben liberar de manera controlada sustancias que ayuden al proceso de regeneración. Adicionalmente, el desarrollo de *scaffolds* para implantes óseos requiere una investigación exhaustiva de características como son tipo de poro, interconexión, comportamientos mecánicos, etc., con el objetivo de desarrollar el implante más eficiente en el proceso de recuperación de patologías de tipo óseo (Porter et al., 2009). Debido a la complejidad de estas estructuras, se hace necesario el

uso de herramientas computacionales, para garantizar mayor reproducibilidad y disponibilidad de *scaffolds*.

Algunas de estas herramientas son: software de elementos finitos (FEM) y software CAD (Diseño Asistido por Computadora), entre otros, que sirven para simular y modelar el comportamiento mecánico de dichas estructuras. Con base en lo anterior, y haciendo uso de las herramientas CAD, FEM e impresora FDM (*Fused Deposited Modeling*) de que se dispone, el presente trabajo busca la elaboración y caracterización de componentes plásticos porosos, mediante impresión 3D para aplicaciones de regeneración ósea.

Para el desarrollo del proyecto, se realizó una revisión bibliográfica con el objetivo de establecer las características que debe tener un implante para regeneración ósea, así como la elección de los materiales a utilizar para la elaboración de los implantes y su biocompatibilidad. Posteriormente, se generaron las estructuras porosas en programación CAD, luego se estableció el diseño experimental a seguir en la impresión 3D de probetas y sus posteriores ensayos de tensión, dureza y visualización de la estructura interna por medio de microscopio de barrido electrónico (SEM). Seguido a esto, con ayuda del software FEM, se modeló el comportamiento de dichas estructuras. Finalmente, para hacer un análisis completo, los resultados obtenidos de los ensayos de tensión, se compararon con los datos arrojados en el post-procesamiento mediante elementos finitos.

El proyecto se limita al modelado, caracterización y elaboración de estructuras porosas para el uso en *scaffold* para regeneración ósea; análisis químicos, pruebas in-vitro e in-vivo quedan fuera del alcance de esta investigación. Se utilizaron software con licencia adquirida por la Universidad Santo Tomás y programas de uso libre. Adicionalmente, el presente proyecto abre las puertas para iniciar una línea de investigación e innovación en el área de implantes para regeneración ósea.

1 OBJETIVOS

1.1 OBJETIVO GENERAL

Caracterizar las propiedades mecánicas de componentes poliméricos porosos en ABS y PLA con el fin de ser usados en implantes para regeneración ósea.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Establecer las propiedades mecánicas y geométricas que debe tener un implante para regeneración ósea.
- Generar estructuras geométricas porosas por medio de programación CAD.
- Caracterizar la dureza, módulo de elasticidad y resistencia a la tracción de las estructuras porosas obtenidas por impresión 3D FDM.
- Modelar el comportamiento mecánico de las estructuras mediante software de elementos finitos.
- Analizar los resultados obtenidos por métodos de experimentación y simulación.

2 PROPIEDADES DE LOS IMPLANTES PARA REGENERACIÓN ÓSEA ELABORADOS POR DEPOSICIÓN DE MATERIAL FUNDIDO (FDM)

2.1 EL HUESO HUMANO

El esqueleto o sistema óseo es un sistema biológico que brinda soporte a los organismos vivientes, los cuales comúnmente se dividen en dos tipos, uno interno (endoesqueleto) y uno externo (exoesqueleto). El sistema óseo externo se limita sólo a algunos animales. Por otra parte, el endoesqueleto es una estructura rígida dentro del cuerpo que es movido por el sistema muscular, siendo este el caso del esqueleto humano, el cual se compone de huesos, ligamentos, tendones, músculos y cartílagos (Ivancevic & Ivancevic, 2005).

Cuando el esqueleto humano se encuentra completamente desarrollado se compone de 206 huesos; los cuales se pueden clasificar según su forma, o de acuerdo a su ubicación en el cuerpo humano. Según su forma se clasifican en huesos largos (su longitud es mayor que el ancho), huesos cortos (su longitud es igual al ancho), huesos planos (tienen forma de hoja) y huesos irregulares (no caben dentro de las categorías anteriores). Por otra parte, dependiendo de su ubicación, los huesos pueden hacer parte del esqueleto axial (parte central del cuerpo, tronco) o pueden ser parte del esqueleto apendicular (las extremidades, brazos y piernas) (Fairgrieve & Oost, 2001; Morvillo & Schmidt, 2006).

2.1.1 Funciones

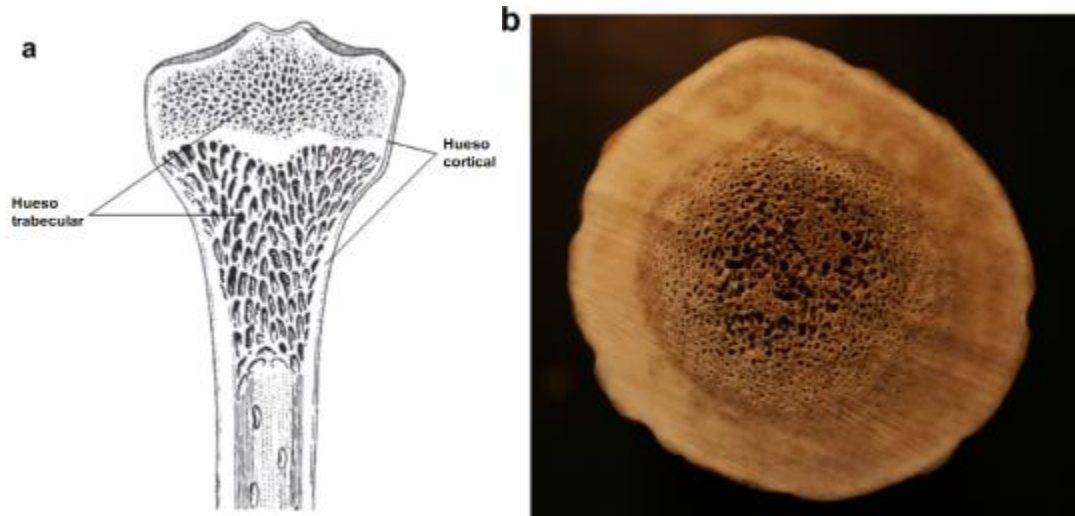
La principal función del esqueleto humano es dar soporte al cuerpo; sin embargo, también juega un papel importante en el almacenamiento de calcio, producción de células de sangre, facilitación del movimiento y protección de órganos importantes, entre otras (Morvillo & Schmidt, 2006). Más específicamente, el esqueleto axial se encarga de proteger los órganos del cuerpo y el esqueleto apendicular brinda movilidad al cuerpo; las demás funciones son atribuidas a la estructura interna de los huesos (Fairgrieve & Oost, 2001; Morvillo & Schmidt, 2006).

2.1.2 Estructura

Para entender la estructura del hueso, se puede distinguir entre su estructura física, su estructura celular y su estructura química, las cuales caracterizan el hueso como una estructura porosa (Ver Figura 1).

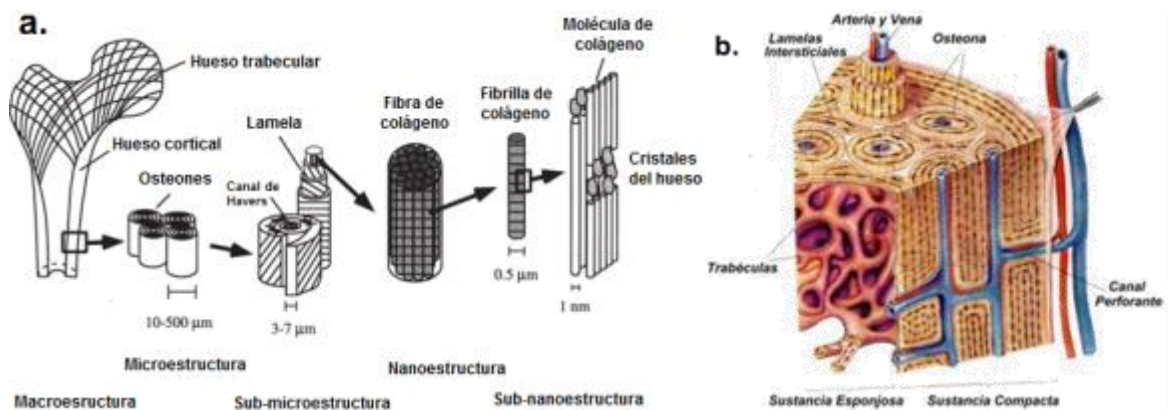
- Estructura física. Diferentes autores jerarquizan la estructura del hueso en cinco niveles, dependiendo del tamaño de partícula: (a) macroestructura, donde se distinguen el hueso cortical (compacto) y el hueso trabecular (esponjoso); (b) microestructura, como parte del hueso cortical, se encuentran los canales de Havers, osteones, lamelas intersticiales y los canales perforantes y en el hueso trabecular se observan las trabéculas individuales; (c) sub-microestructura, formando los osteones, están las lamelas concéntricas; (d) nanoestructura, donde tenemos las fibras de colágeno que componen las lamelas; y (e) sub-nanoestructura, donde encontramos los cristales y fibrillas de colágeno que componen cada fibra de colágeno (Ver Figura 2) (Meyers, Chen, Lin, & Seki, 2008; Rho, Kuhn-Spearing, & Zioupos, 1998).

Figura 1. Estructura porosa de los huesos



Nota: (a) Corte longitudinal de un fémur. (b) Fotografía del corte transversal de un hueso. Fuente: Meyers, Chen, Lin, & Seki(2008) p. 85

Figura 2. Niveles de estructura de los huesos. (a.) Jerarquización de la estructura del hueso. (b.) Macro, micro y sub-microestructura del hueso



Fuente: Adaptado de Rho et al.(1998), p 93., y de Laboratorio de Antropología Física y Anatomía Humana, (2013).

- Estructura celular. Los tejidos óseos están formados por células en una matriz mineralizada, existiendo tres tipos de células: osteoblastos (células de activación de la formación de huesos, las cuales secretan osteoides (matrices extracelulares en las que se depositan los cristales minerales), osteocitos (se forman cuando los osteoblastos quedan atrapados en su propia matriz, tienen una vasta red tridimensional de procesos celulares que proveen nutrientes y promueven la interacción celular) y osteoclastos (células multinucleadas altamente diferenciadas que reabsorben el hueso) (Meulen & Prendergast, 2001).

- Estructura química. El hueso se compone de colágeno (tropocolágeno, hélice triple con un diámetro aproximado de 1,5nm), cristales hidroxiapatita (fosfato cálcico, plaquetas con un diámetro aproximado de 70-100nm y espesor de 1nm aprox.) y agua (15-25% del volumen del hueso). El colágeno intercalado con la hidroxiapatita forman las fibrillas de colágeno; la composición en volumen de las fases orgánica y mineral es de 60:40 (Meyers et al., 2008).

2.1.3 Propiedades mecánicas del hueso

Debido a que el tejido de los huesos es heterogéneo, sus propiedades mecánicas varían de acuerdo al tejido analizado, también difieren de un individuo a otro y en un solo individuo difieren de un punto a otro, pues se acomodan a los requerimientos de su entorno, ya sea por enfermedad, trauma y/o defectos genéticos, o incluso por la edad (Rincón Rincón, Ros Felip, Claramut Alonso, & Arranz Merino, 2004a).

Las propiedades mecánicas del hueso son determinadas por factores composicionales y factores organizacionales; dentro de la primera categoría incluye la porosidad y la mineralización, y en la segunda categoría habla de la arquitectura de los huesos corticales y trabeculares. Este autor define la porosidad como la fracción del volumen del hueso ocupado por “vacíos” llenos con tejido blando como los canales harvesianos o la médula de los espacios intertrabeculares; como este tejido no aporta fuerza ni resistencia, a mayor porosidad, menos resistencia y dureza del hueso (Martin, 1991).

Mientras la porosidad distingue entre espacios vacíos y matriz sólida, la mineralización distingue entre compuestos orgánicos y compuestos minerales en dicha matriz, de modo que al incrementar el contenido de compuestos minerales (incremento de la mineralización) se aumenta lineal o exponencialmente la rigidez del hueso; así es como un hueso excesivamente desmineralizado se convierte en un hueso demasiado débil (Martin, 1991). Este autor condensa las dos propiedades en una sola medida, la densidad del hueso, más específicamente densidad aparente, pues es equivalente a masa por unidad de volumen, volumen que incluye todo el espacio ocupado por el hueso, incluyendo todo el tejido blando, por lo que se puede expresar dicha densidad en términos de porosidad y mineralización (Martin, 1991).

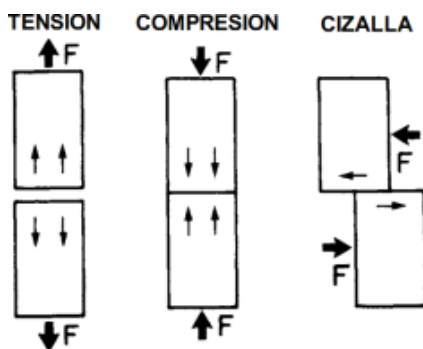
En cuanto a los factores organizacionales, Martin(1991) indica que la arquitectura trabecular, es decir el número, la distribución y la orientación de las trabéculas influyen en el módulo elástico del hueso, y la proporción de superficie de área del tejido trabecular frente al tejido cortical, repercute en la resistencia de los huesos. Por su parte, en la arquitectura del tejido cortical, se puede distinguir dos arquitecturas, hueso primario (hueso formado por efecto del crecimiento) y hueso secundario (hueso regenerado por algún tipo de lesión del tejido, por trauma y/o enfermedad). Según Martin(1991), el hueso primario es resistente, mientras que el hueso secundario es más débil. Adicionalmente, menciona que es la arquitectura del hueso la que brinda propiedades anisotrópicas, dadas en el tejido trabecular por la orientación de las trabéculas, y en el tejido cortical, por la orientación de los osteones.

Varios autores coinciden con Martin, cuando afirman que la fase colágena le da la forma al hueso y su resistencia a la flexión, mientras el componente mineral brinda resistencia a la compresión, de modo que si un hueso es desmineralizado se vuelve flexible y resistente a las fracturas; mientras que si se retira la matriz colágena, se vuelve quebradizo y cualquier deformación provoca fractura (Burr & Turner, 1999; Jabbari & Sarvestani, 2015). Otros autores reportan que la porosidad hace que los huesos brinden fuerza y resistencia solamente donde es requerido, y coinciden al mencionar la anisotropía en el comportamiento mecánico de estos (Cullinane & Einhorn, 2002; Meyers et al., 2008).

Cuando se habla de resistencia, elasticidad, rigidez, entre otras propiedades mecánicas de un material, se hace referencia a la respuesta del material frente a una fuerza aplicada sobre éste; respuesta que se mide como deformación generada en el material. Cullinane & Einhorn(2002) mencionan que si un hueso se restringe a una porción de su estructura, de modo que no pueda moverse cuando se aplica una fuerza, o si fuerzas iguales y contrarias se aplican a éste, se produce una deformación, lo cual resulta en la generación de una resistencia interna a la fuerza aplicada. Dicha resistencia se conoce como esfuerzo. El esfuerzo se distribuye a lo largo del área de sección transversal del hueso (en el caso de un hueso largo); y es equivalente a fuerza por unidad de área ($N/m^2=Pa$).

Teniendo en cuenta que a un hueso se puede aplicar una fuerza desde cualquier dirección, se puede distinguir tres tipos de esfuerzo: tensión, compresión, cizalla (VerFigura 3). La tensión ocurre cuando existen dos fuerzas que se aplican sobre un mismo punto, pero se alejan de éste, la rotura por tracción es una medida de la tensión y es cuando las fuerzas son suficientes para superar las fuerzas de atracción intermolecular, conduciendo a la ruptura del tejido. La compresión resulta de dos fuerzas contrarias dirigidas hacia un mismo punto, la cual es resistida por las fuerzas repulsivas interatómicas. La cizalla ocurre cuando dos fuerzas actúan en paralelo pero en direcciones opuestas, pueden ser lineales o rotacionales (Cullinane & Einhorn, 2002).

Figura 3. Tipos de esfuerzo al aplicar una fuerza sobre un objeto

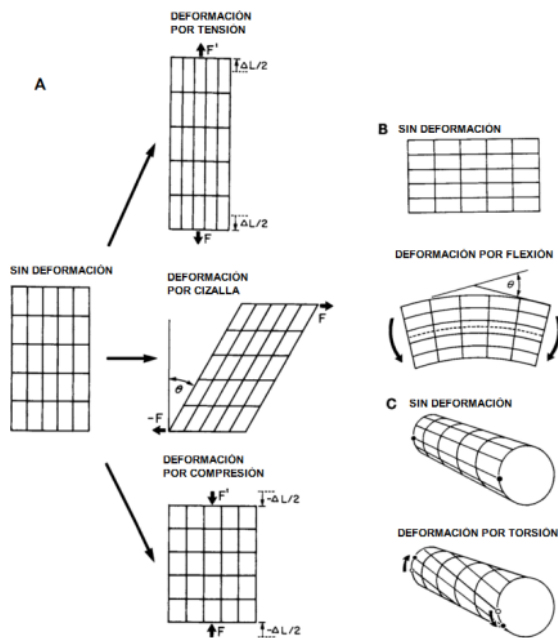


Fuente: Adaptado de Cullinane & Einhorn (2002).

Cuando se trabaja sobre tejidos *in vivo*, los esfuerzos y deformación son más complejos que esto, es decir las deformaciones ocurren por una combinación de estos tres tipos de esfuerzo (VerFigura 4), llegando a flexión (combinación de dos fuerzas de tracción en el

lado convexo de una estructura o material y compresión en el lado cóncavo) y torsión (existe cizalla a lo largo de la longitud de la estructura o material, mientras hay fuerzas de tracción que alargan y fuerzas compresivas que acortan). La medida de las deformaciones obtenidas está dada por $\frac{\text{longitud deformada} - \text{longitud original}}{\text{longitud original}}$ (Cullinane & Einhorn, 2002).

Figura 4. Deformaciones dadas por los diferentes tipos de esfuerzos

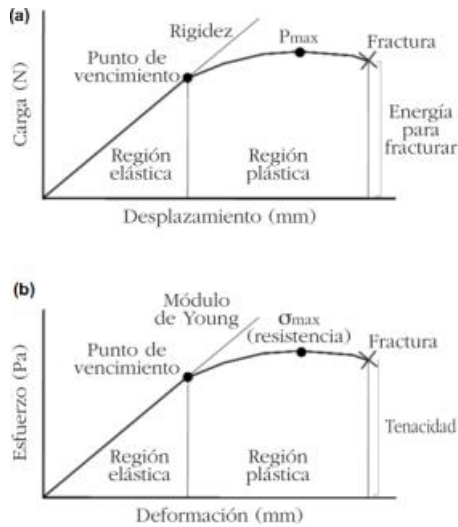


Nota: (A) Deformaciones dadas por los tres tipos de esfuerzo: tensión, compresión y cizalla. (B) Deformación dada por flexión, combinación de una fuerza de tensión y una fuerza de compresión. (C) Deformación dada por torsión, combinación de cizalla con fuerzas de tensión y compresión. Fuente: Adaptado de Cullinane & Einhorn(2002), p. 19

En el momento de evaluar las propiedades mecánicas del hueso, se puede hacer una relación entre la carga aplicada a un hueso y su deformación; relación que se conoce como curva de carga-desplazamiento e ilustra la cantidad de carga requerida para producir una unidad de desplazamiento, la cual depende de las propiedades del tejido y la geometría del hueso. En esta curva se pueden identificar el límite de elasticidad, deformación elástica, rigidez del hueso y deformación plástica, así como el punto de fractura (Ver Figura 5a) (Burr & Turner, 1999; Guede, González, & Caeiro, 2013).

Ajustando estas medidas a los efectos de la geometría, se puede convertir la carga a esfuerzo (carga/área), y el desplazamiento a deformación (porcentaje de cambio de la longitud), obteniendo la curva esfuerzo-deformación, que define la cantidad de esfuerzo requerido para generar una unidad de deformación en el tejido del hueso. En esta curva, se puede hablar de la rigidez o resistencia del tejido del hueso, independientemente de su geometría; distinguiendo propiedades como el módulo elástico o módulo de Young, fuerza de ruptura, dureza (módulo de dureza), e incluso se puede decir si un hueso es quebradizo o dúctil (Ver Figura 5b) (Burr & Turner, 1999; Guede et al., 2013).

Figura 5. Curva de esfuerzo-deformación



Fuente: Tomado de Guede, González, & Caeiro(2013), p. 46

En estas gráficas, la región elástica indica los límites donde el hueso tiene la capacidad de recobrar su forma y volumen iniciales luego de haber cedido la fuerza que generó la deformación. Por otra parte, la región plástica corresponde a las condiciones en las que se ha generado una deformación permanente y no recobrará su forma inicial después de liberar la fuerza aplicada (Angulo Carrere & Álvarez, 2010).

Dentro de las características que pueden ser calculadas a través de estas graficas se encuentra la rigidez (Ver Figura 5a), que se puede expresar a través del módulo de Young (Ver Figura 5b); de modo que un material con un módulo de Young pequeño sufre grandes deformaciones con pequeños esfuerzos (poco rígido), mientras que si éste es elevado, habrá pequeñas deformaciones con grandes esfuerzos (muy rígido) (Guede *et al.*, 2013). Por otra parte, la tenacidad que hace referencia a la capacidad de resistir la deformación plástica o permanente y representa la cantidad de energía absorbida hasta el momento en que se obtiene una fractura (área bajo la curva esfuerzo-deformación). También tenemos la resistencia (esfuerzo último a la tensión), definida como el esfuerzo máximo necesario para provocar la fractura. Y el punto de vencimiento indica el esfuerzo necesario para iniciar la deformación permanente del material (microfracturas), entre otras de las propiedades mecánicas que pueden ser calculadas a partir de la curva esfuerzo-deformación (Guede *et al.*, 2013).

Esta curva se obtiene tradicionalmente al aplicar un ensayo de tracción directa (Rincón Rincón, Ros Felip, Claramut Alonso, & Arranz Merino, 2004b), el cual es considerado como uno de los métodos más precisos para obtener las propiedades mecánicas de los huesos (Guede *et al.*, 2013). Este ensayo se basa en el análisis de deformaciones producidas por tensión, es decir, una probeta se alarga a lo largo de su eje principal, a velocidad constante, generalmente hasta obtener ruptura (Guede *et al.*, 2013; Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación, 1995).

La Tabla 1 presenta una recopilación de valores reportados por diferentes autores para las propiedades mecánicas de los huesos, las cuales fueron analizadas desde diferentes puntos de vista, es decir, dependiendo de diferentes variables como son la edad, el tipo de tejido, o el tipo de ensayo aplicado, entre otros factores.

Tabla 1. *Propiedades mecánicas de los huesos reportadas por otros autores*

| Variable | | Propiedad | Valores | Fuente |
|--|----------------------|-------------------------------|-----------------------------|--|
| Edad | Fémur | Módulo de elasticidad | 15.6-17.7GPa | Burr & Turner (1999) |
| | | Deformación última | 24000-34000 $\mu\epsilon$ | |
| | | Absorción de energía | 2.23-3.85 MN/m ² | |
| Tipo de tejido | Cortical | Módulo de elasticidad | 11-20GPa | Cano, Campo, Palacios, & Bascones (2007); Cullinane & Einhorn (2002); Nordin & Frankel (2004) y Rincón Rincón <i>et al.</i> (2004) |
| | | Esfuerzo último (resistencia) | 100-150MPa | |
| | Trabecular | Módulo de elasticidad | 0.75-10GPa | |
| | | Esfuerzo último (resistencia) | 8-50Mpa | |
| Tipo de hueso Trabecular | Fémur | Módulo de elasticidad | 20.68-2987.9MPa | Lakatos, Magyar, & Bojtár (2014) |
| | Tibia | Módulo de elasticidad | 1.4-552MPa | |
| | Radio | Módulo de elasticidad | 1.1-448MPa | |
| | Vértebra | Módulo de elasticidad | 1.1-428MPa | |
| | Mandíbula | Módulo de elasticidad | 3.5-907MPa | |
| Tipo de ensayo aplicado a hueso cortical | Ensayo de compresión | Esfuerzo último | 167-213Mpa | Caeiro, González, & Guede(2013) |
| | | Módulo de elasticidad | 14.7-34.3Gpa | |
| | Ensayo de tracción | Esfuerzo último | 107-170Mpa | |
| | | Módulo de elasticidad | 11.4-29.2Gpa | |
| | Ensayo de flexión | Esfuerzo último | 103-238Mpa | |
| | | Módulo de elasticidad | 9.8-15.7Gpa | |
| | Ensayo de torsión | Esfuerzo último | 65-71Mpa | |
| | | Módulo de elasticidad | 3.1-3.7Gpa | |

En general, se puede deducir que el hueso cortical es mucho más resistente y más elástico que el hueso trabecular, aunque esta resistencia depende de la dirección de las fuerzas aplicadas al hueso (anisotropía).

2.2 IMPLANTES O SCAFFOLDS

El tejido de los huesos es el tejido con mayor capacidad para regenerarse por sí sólo, especialmente en caso de fracturas o pequeños defectos de tamaño ya que pueden curarse muy bien con terapia convencional. Sin embargo, ortopedistas se enfrentan a grandes retos cuando se presentan traumas fuertes, defectos de huesos post-quirúrgicos, fracturas que resultan en no-uniones, e incluso, enfermedades congénitas y degenerativas como la osteoporosis, pues el hueso por sí solo no tiene la capacidad de curarse y requiere de ayuda externa para lograrlo (Ivancevic & Ivancevic, 2005; Muniz Renno, Matsumoto, & Araki Ribeiro, 2010).

Dicha ayuda externa generalmente hace referencia a los implantes o *scaffolds* que promueven la regeneración ósea; entre éstos se incluyen los autoinjertos (uso de fragmentos de hueso del mismo paciente), aloinjertos (uso de huesos provenientes de cadáveres), xenoinjertos (uso de huesos de animales de diferente especie) y sustitutos (materiales

sintéticos) (Estrada, Paz, & López, 2006). Este último procedimiento, los sustitutos, son biomateriales contruidos sintéticamente como una matriz para dar soporte a células aplicadas exógenamente y su subsecuente formación de tejido, teniendo una función similar a las matrices extracelulares en las que residen las células nativas del tejido. Estas matrices sintéticas se conocen con el nombre de *Scaffolds* (Chan & Leong, 2008a).

2.2.1 Funciones y características de los *Scaffolds* para ingeniería del tejido óseo.

Algunas cualidades deseadas en los *scaffolds* para su aplicación en tejido óseo son: disponibilidad para los cirujanos en corto plazo, absorción de manera predecible y en conjunto con el crecimiento óseo, adaptable a sitios irregulares en la herida, maleable, brindar crecimiento máximo del hueso a través de la osteoinducción* y/o osteoconducción†, propiedades mecánicas y físicas correctas para su aplicación, buena aposición ósea, promover el crecimiento óseo, no inducir el crecimiento del tejido blando en la interfase hueso/implante, tamaño de poro promedio entre 200-400µm, no producir efectos perjudiciales para el tejido circundante debido al procesamiento, ser esterilizable sin perder propiedades, y ser absorbible con componentes biocompatibles (Burg, Porter, & Kellam, 2000). Las funciones de los *scaffolds* se presentan en la Tabla 2, donde se hace una comparación frente a las funciones de las matrices extracelulares nativas.

Tabla 2. *Funciones de las matrices extracelulares y los scaffolds*

| Funciones de las matrices extracelulares nativos | Funciones análogas de los <i>Scaffolds</i> | Características arquitectónicas, biológicas y mecánicas de los <i>Scaffolds</i> |
|---|--|--|
| 1. Provee soporte estructural para que las células residan | Provee soporte estructural para células aplicadas exógenamente para que se adhieran, crezcan, migren y se diferencien in-vitro e in-vivo | Biomateriales con sitios de unión para las células, estructura porosa con interconectividad para la migración celular y difusión de nutrientes; resistencia temporal para la biodegradación luego de la implantación. |
| 2. Contribuye a las propiedades mecánicas de los tejidos. | Provee la forma y estabilidad mecánica para el defecto del tejido y brinda la rigidez y la fuerza a los tejidos de ingeniería. | Biomateriales con propiedades mecánicas suficientes, llenando el espacio vacío del defecto y simulando tejido nativo. |
| 3. Brinda señales bioactivas para que las células respondan a su ambiente. | Interactúa activamente con las células para facilitar actividades como la proliferación y la diferenciación. | Señales biológicas como sitios de unión adhesivo para las células, señales físicas como topografía de la superficie. |
| 4. Actúa como depósito de factores de crecimiento y potencia sus acciones. | Sirve como vehículo de entrega y depósito para factores de estimulación del crecimiento aplicados exógenamente. | Microestructuras y otros factores de la matriz retienen agentes bioactivos en el <i>scaffold</i> . |
| 5. Provee un ambiente físico flexible para permitir la remodelación en respuesta a los procesos dinámicos del tejido como cicatrización de heridas. | Brinda un espacio vacío para vascularización y formación de nuevo tejido durante la remodelación. | Microestructuras porosas para la difusión de nutrientes y metabolitos; diseños de la matriz con mecanismos y tasas de degradación controlables; los biomateriales y sus productos degradados con compatibilidad de tejido aceptable. |

Fuente: Adaptado de (Chan & Leong, 2008a)

* Estimulación de las células osteoprogenitoras, diferenciadas en osteoblastos, para formar hueso nuevo.

† Capacidad de establecer una matriz soporte para guiar y favorecer el desarrollo del propio tejido óseo.

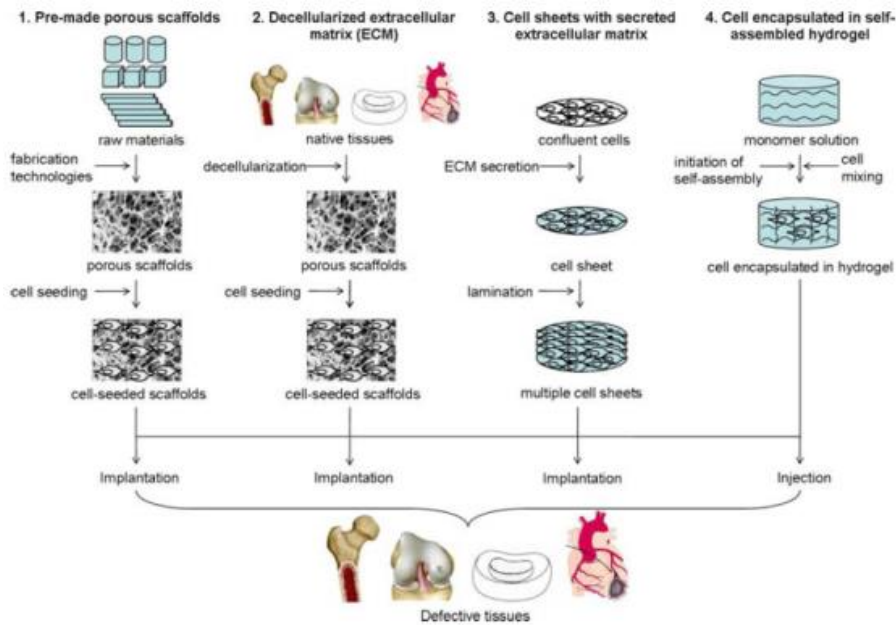
2.2.2 Manufactura del *Scaffold*

El proceso de diseño y elaboración de los *scaffolds* es de vital importancia para llevar a cabo una implantación exitosa. Varios autores han determinado los principales factores a tener en cuenta para su fabricación, entre estos están: la elección del material, su estructura macro y micro, así como sus propiedades mecánicas y su procesabilidad (Chan & Leong, 2008a; Estrada et al., 2006; Yang et al., 2002).

- Elección del material: el material a escoger debe tener varias características, entre las principales son la biocompatibilidad y la biodegradabilidad; la primera corresponde a la necesidad de que el material no genere una respuesta no deseada por parte del tejido circundante a la implantación; por otra parte, la biodegradabilidad del material debe resultar en la liberación de materiales no tóxicos para el tejido vivo. Otra característica útil es que sea radiolúcido, es decir, que sea fácilmente diferenciable radiográficamente. Los materiales comúnmente usados son metales, cerámicas y polímeros; sin embargo, por la cualidad de biodegradable que se requiere, la tendencia actual es el uso de polímeros (Chan & Leong, 2008a; Estrada et al., 2006; Yang et al., 2002).
- Macro y micro-estructura: Para la ingeniería de tejidos, las macro y micro estructuras se componen de tres elementos: las células organizadas como unidades funcionales; las matrices extracelulares y la arquitectura del *scaffold*. Dentro de las características primordiales de la estructura del *scaffold* están la porosidad, el tamaño del poro y las propiedades de la superficie, así como su estructura general (forma) pues estas características deben ser compatibles con las características del tejido que va a ser reconstituido; dicha compatibilidad debe ser tanto química como topográfica. Debido a que deben ser estructuras tridimensionales (3D), su diseño se ha venido realizando mediante el uso de programas o software especializados, como programas de diseño asistido por computador (CAD, por su sigla en inglés de *Computer Assisted Design*), modelo de elementos finitos (FEM), estéreo-litografía de sistemas 3D, micro-estéreo-litografía (método desarrollado por Micro TEC), modelado de deposición fundida (FDM, del inglés *fused deposition modeling*), entre otros (Chan & Leong, 2008a; Estrada et al., 2006; Yang et al., 2002).
- Propiedades mecánicas y procesabilidad: Dependiendo de la ubicación donde se hará la implantación, el *scaffold* debe estar diseñado para soportar fuerzas de tensión y compresión para dar estabilidad al tejido que requiere ser regenerado y mantener su funcionalidad. Estas propiedades son la fuerza, la resistencia y la elasticidad (Chan & Leong, 2008a; Estrada et al., 2006; Yang et al., 2002).

Chan & Leong(2008a), comentan que desde los inicios de la ingeniería de tejidos se pueden observar cuatro enfoques tradicionales para el diseño de los *Scaffolds*. Estos enfoques se han aplicado para cualquier tipo de tejido y su aplicación depende de la necesidad de cada caso (Ver Figura 6). Sin embargo, estos enfoques presentan algunas desventajas que han representado desafíos para la ingeniería y la medicina, como son reproducibilidad, disponibilidad, riesgos de transmisión de enfermedades, entre otros.

Figura 6. Diagrama esquemático de los enfoques para el diseño de scaffolds



Fuente: Chan & Leong (2008b)

2.2.3 Biomateriales

Para efectos del presente estudio, se hace una breve reseña sobre los materiales que serán utilizados para la fabricación de los Scaffolds: los polímeros ácido poliláctico (PLA) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS).

- **Ácido poliláctico (PLA).** Polímero biodegradable derivado del ácido láctico, inodoro, claro y brillante. Se puede formular para ser rígido o flexible, puede ser copolimerizado con otros materiales. Es muy utilizado en la medicina pues es muy bien asimilado por el organismo (Guerra Pérez & Vallejo Martín, 2009). Serna C., Rodríguez de S., & Albán A.(2011) reportaron que el PLA presenta una fuerza de tensión entre 40 y 60MPa, módulo de elasticidad de 3 a 4GPa. Para efectos de ésta investigación, se toma como referencia los valores reportados por Futerro (2009) (VerTabla 3).
- **Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS).** Termoplástico duro, resistente al calor y a los impactos; copolímero obtenido de la polimerización del estireno y acrilonitrilo en presencia de polibutadieno, resultado de la combinación de los tres monómeros, originando un plástico que se presenta en una gran variedad de grados, dependiendo de las proporciones utilizadas de cada uno: el acrilonitrilo proporciona resistencia química, resistencia a la fatiga, dureza, rigidez y resistencia a la fusión; el butadieno proporciona ductilidad a baja temperatura, resistencia al impacto y a la fusión; y el estireno brinda facilidad de procesamiento (fluidez), brillo, dureza y rigidez. Gracias a sus propiedades es uno de los materiales más utilizados en la impresión 3D (Ramírez Rincón, 2011). Siim and Co. S.L.(2015), uno de sus fabricantes, provee algunas de las propiedades de este

material (Ver Tabla 4), aunque se debe recordar que éstas no son definitivas ni aplican siempre, pues dependen de su composición química.

Tabla 3. *Propiedades del PLA*

| PURITY ⁽¹⁾ | | | |
|--|-------------------|-------------|-----------|
| L-poly-Lactidecontent | % w/w | Min. 99 | |
| Watercontent | Ppm | Max. 250 | |
| Free Lactidecontent | % w/w | Max.0.4 | |
| PHYSICAR PROPERTIES PLA POLYMER ⁽¹⁾ | | | |
| SpecificGravity @25°C | | 1.24 | ISO 1183 |
| SpecificGravity @230°C | | 1.08 - 1.12 | |
| MeltIndex @190°C/2.16Kg | g/10 min | 10 - 30 | ISO 1183 |
| MeltIndex @210°C/2.16Kg | g/10 min | 30-60 | ISO 1183 |
| Haze (2 mm) | % | <5 | ISO 1482 |
| Transmittance (2mm) | % | >90 | ISO 1482 |
| GlassTransitionTemperature | °C | 52-60°C | ISO 11357 |
| Crystalline Melt Temperature | °C | 145-175°C | ISO 11357 |
| MECHANICAL PROPERTIES ⁽¹⁾ | | | |
| Tensile Strength @ Break | MPa | 55 | ISO 527 |
| Tensile Yield Strength | MPa | 60 | ISO 527 |
| Tensile Modulus | MPa | 3500 | ISO 527 |
| Tensile Elongation | % | 6.0 | ISO 527 |
| Notched Izod Impact | kJ/m ² | 3.5 | ISO 180 |
| Flexural Yield Strength | MPa | 90 | ISO 178 |

Fuente: Tomado de Futero (2009)

Tabla 4. *Propiedades físicas y mecánicas del ABS*

| Propiedad | Valor |
|--|-----------|
| Alargamiento a la rotura (%) | 45 |
| Coefficiente de fricción | 0.5 |
| Módulo de tracción (GPa) | 2.1-2.4 |
| Resistencia a la tracción (MPa) | 41-45 |
| Resistencia al impacto Izod (J m ⁻¹) | 200-400 |
| Absorción de agua – en 24 horas (%) | 0.3-0.7 |
| Densidad (g cm ⁻³) | 1.05 |
| Resistencia a la radiación | Aceptable |
| Resistencia a los Ultra-violetas | Mala |

Fuente: Adaptado de Siim and Co. S.L.(2015)

Para los efectos de ésta investigación se toman los valores reportados por Test Standard Labs LLC (2014), los cuales se presentan en la Tabla 5.

Tabla 5. *Propiedades del ABS*

| Physical Properties | Metric | English |
|---|-----------------|---------------------------|
| Density | 1.04 g/cc | 0.0375 lb/in ³ |
| Melt Flow | 18-23 g/10 min | 18-23 g/10 min |
| Mechanical Properties | | |
| Hardness, Rockwell R | 103-112 | 103-112 |
| Tensile Strength, Yield | 42.5 - 44.8 MPa | 6160 - 6500 psi |
| Elongation at Break | 23 - 25% | 23 - 25% |
| Flexural Modulus | 2.25 - 2.28 GPa | 326 - 331 ksi |
| Flexural Yield Strength | 60.6 - 73.1 MPa | 8790 - 10600 psi |
| Izod Impact, Notched | 2.46 J/cm | 4.61 - 5.51 ft-lb/in |
| Electrical Properties | | |
| Arc Resistance | 120 sec | 120 sec |
| Comparative Tracking Index | 600 V | 600 V |
| Hot Wire Ignition, HWI | 15 sec | 15 sec |
| High Amp Arc Ignition, HAI | 120 arc | 120 arc |
| High Voltage Arc-Tracking Rate, HVTR | 24 mm/min | 0,984 in/min |
| Thermal Properties | | |
| Maximum Service Temperature, Air | 88 - 89°C | 190-192°F |
| Deflection Temperature at 1.8 Mpa (264 psi) | 88 - 89°C | 190-192°F |
| Vicat Softening Point | 100°C | 212°F |
| Flammability, UL94 | HB | HB |

Fuente: Tomado de Test Standard Labs LLC (2014)

2.3 AVANCES CIENTÍFICOS SOBRE LA IMPRESIÓN 3D DE *SCAFFOLDS*

La investigación en este campo es bastante amplia, pues son muchos los aspectos que pueden influir en la regeneración de un tejido óseo con ayuda de estructuras tridimensionales.

La Tabla 6, presenta un resumen detallado de los hallazgos encontrados por diferentes autores que evaluaron el desempeño de diversos materiales para la creación de *scaffolds* aplicando la tecnología de impresión 3D.

Tabla 6. Revisión bibliográfica características de biomateriales y scaffolds

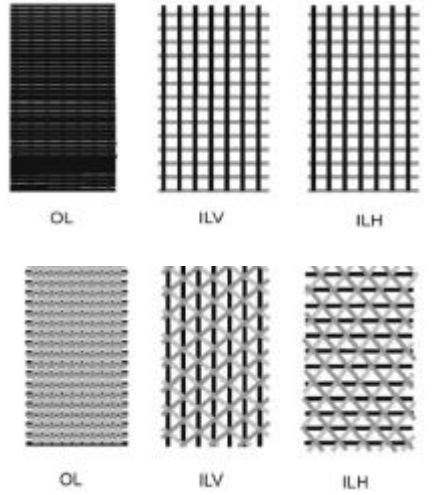
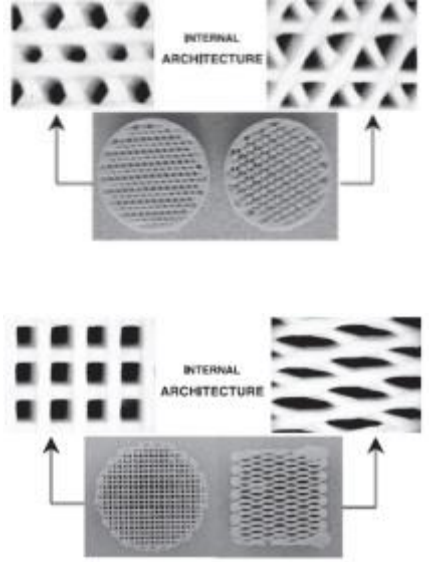
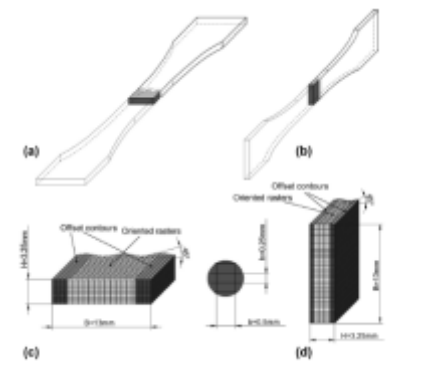
| Maquina | Propiedades del material en bruto | Propiedades del Scaffold | | | Geometría trabajada | Pruebas realizadas | Factores que variaron | Cultivo de Células | Scaffold Usado | Software Usado | Fuente | Observaciones |
|--|---|------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------|--|--|---|--------------------|---|---------------------------------|---|--|
| | | Rigidez (E) | Limite Elástico | Límite de deformación | | | | | | | | |
| FDM | Policaprolactona (PCL) | (Porosidad 55%) | (Porosidad 55%, IL) | (Porosidad 55%) | Prismas rectangulares (32x25,5x13,5)mm | -Ensayo de compresión. -Microscopio electrónico de barrido (SEM). - Porosidad. | -Angulo de la trama (0°-180°). -Espesor del corte (ST). -Forma de trama (Cuadrado, triangular). -Plano de orientación de la trama. -Nivel de porosidad. | No |  | -Unigraphics CAD -Quickslice | (Zein, Hutmacher, Tan, & Teoh, 2002a) | Las propiedades mecánicas del scaffold dependen directamente de la dirección de la carga y la distribución de los filamentos. |
| | Temperatura de transición vítrea: -60°C | $E = 69,2 \pm 3,6Mpa$ | $\sigma_y = 3,32 \pm 0,24Mpa$ | $\epsilon_y = 5,29 \pm 0,18\%$ | | | | | | | | |
| | Temperatura de fusión: 60°C | (Porosidad 56%) | (Porosidad 55%, OL) | (Porosidad 56%) | | | | | | | | |
| | Temperatura de descomposición: 350°C | $E = 47,1 \pm 1,9Mpa$ | $\sigma_y = 2,58 \pm 0,27Mpa$ | $\epsilon_y = 5,86 \pm 0,45\%$ | | | | | | | | |
| | Resistencia a la tracción: 16Mpa | (Porosidad 56%, IL) | $\sigma_y = 3,15 \pm 0,14Mpa$ | | | | | | | | | |
| | Módulo de tracción: 400Mpa | (Porosidad 56%, OL) | | | | | | | | | | |
| | Módulo de flexión: 500Mpa | | | | | | | | | | | |
| | Elongación fluencia: 7,0% | | | | | | | | | | | |
| Elongación ruptura: 80% | | | | | | | | | | | | |
| FDM | Polipropileno (PP) | Ensayo de tensión | | | Forma de hueso de perro. | -Porosimetría Hg. -Ensayo de tensión. -Ensayo de compresión. | -Ancho de la trama. -Espacio entre filamentos. -Espesor de corte. -Angulo entre dos capas sucesivas de tramas. -Espesor del filamento. -Punta boquilla. -Patrón de colocación de los filamentos (ángulo). | IN-VITRO |  | | (Kalita, Bose, Hosick, & Bandyopadhyay, 2003) | -La presencia de adyuvantes de procesamiento reduce en gran medida las propiedades de tracción. -Una pequeña disminución en la resistencia a la tracción para muestras compuestas se cree que es debido a la unión interfacial entre la matriz PP y la fase de refuerzo cerámica TCP. -El esfuerzo de compresión disminuye a como el nivel de porosidad aumenta. |
| | Densidad: $0,90 \text{ g/cm}^3$ | PP+TCP+Cera+Plastificante | PP+Cera+Plastificante | | | | | | | | | |
| | Temperatura de deflexión térmica: 107°C a 0,455Mpa | Esfuerzo ultimo a la tensión | Esfuerzo ultimo a la tensión | | | | | | | | | |
| | | $\sigma_{UT} = 7,0Mpa(\pm 0,2Mpa)$ | $\sigma_{UT} = 8,2Mpa(\pm 0,74Mpa)$ | | | | | | | | | |
| | Flujo de fusión: $9,0 \text{ g/10min}$ | Rigidez(E) | Rigidez(E) | | | | | | | | | |
| | | $E = 733Mpa(\pm 65Mpa)$ | $E = 409Mpa(\pm 52Mpa)$ | | | | | | | | | |
| | $\sigma_{UT} = 19,8Mpa(\pm 0,96Mpa)$ | ENSAYO DE COMPRESIÓN | | | | | | | | | | |
| | $E = 731Mpa(\pm 92Mpa)$ | 36% Volumen | 40% Volumen | 52% Volumen | | | | | | | | |
| | Excelente resistencia al agrietamiento por esfuerzo | Esfuerzo ultimo compresión | | | | | | | | | | |
| | Alta resistencia a la flexión | $12,7Mpa(\pm 2Mpa)$ | $10Mpa(\pm 2Mpa)$ | $9,9Mpa(2Mpa)$ | | | | | | | | |
| | Trifosfato de Calcio (TCP) | Modulo compresivo | | | | | | | | | | |
| | Peso molecular: 1004,6 | $264Mpa(\pm 28,6Mpa)$ | $258Mpa(\pm 28,6Mpa)$ | $238Mpa(\pm 28,6Mpa)$ | | | | | | | | |
| Cerámica bio-reabsorbible | | | | | | | | | | | | |
| La forma de apatita es similar a la fase mineral del hueso humano. | | | | | | | | | | | | |
| FDM | ABS M-30 | Tipo 1 | Tipo 2 | Tipo 3 | Tipo 4 | Tipo 5 | Probeta según ASTM D638-10 | No |  | | (Crocco, De Agostinis, & Olmi, 2013) | -Se modificó el radio de redondeo de la probeta, con el fin de disminuir el concentrador de esfuerzo y evitar que se presente la falla sobre la zona de la curvatura. |
| | Esfuerzo ultimo de un grano | Módulo de elasticidad(MPa) | | | | | | | | | | |
| | $\sigma_U = 33Mpa$ | 1812 ± 107 | 1870 ± 47 | 1957 ± 46 | 2117 ± 50 | 1988 ± 101 | | | | | | |
| | Modulo elástico de un grano | Esfuerzo ultimo a la tensión(MPa) | | | | | | | | | | |
| | $E = 2400Mpa$ | $23,9 \pm 0,9$ | $25,8 \pm 0,6$ | $27,7 \pm 0,4$ | $29,7 \pm 0,4$ | $25,4 \pm 0,6$ | | | | | | |
| | Elongación ultimo hasta la falla | | | | | | | | | | | |
| $\epsilon_{UT} = 4\%$ | | | | | | | | | | | | |

Tabla 6. Revisión bibliográfica características de biomateriales y scaffolds (Continuación)


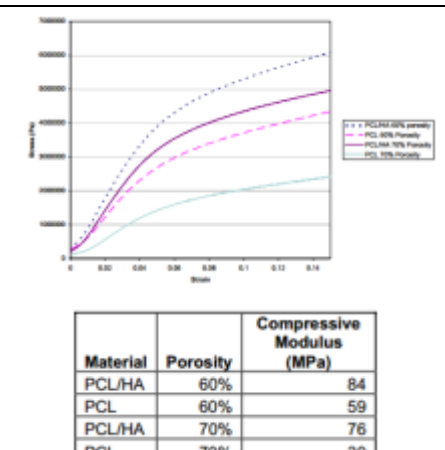
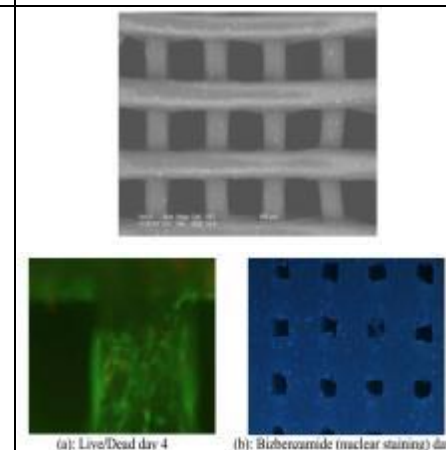
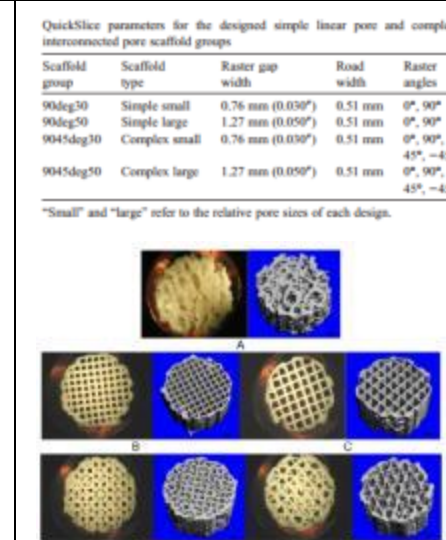
| Maquina | Propiedades del material en bruto | Propiedades del Scaffold | Geometría trabajada | Pruebas realizadas | Factores que variaron | Cultivo de Células | Scaffold Usado | Software Usado | Bibliografía | Observaciones | | |
|--------------------------------------|--|---|--|--|--------------------------|--------------------|---|---|------------------------------------|--|--|--------------------------|
| Prusa RepRap3D Printer | Ácido poliláctico (PLA) | Módulo de Young | | | 27 Prismas rectangulares | | No |  | -Tonokip -Repsnapper -Matlab | (De Ciurana, Serenó, & Vallès, 2013) | -Una reducción del espacio entre filamentos puede disminuir el nivel de porosidad de la muestra final, independientemente del ángulo de deposición y esbeltez de la geometría. - Los ensayos de compresión evidenciaron una relación inversa entre el nivel de porosidad y el módulo de Young, en cambio se evidencio una fuerte relación entre la esbeltez y el módulo de Young. | |
| | Diametro: 1,75mm | Parámetros de diseño | Módulo de Young (MPa) | | | | | | | | | |
| | Densidad: 1240 kg/m³ | Ángulos de deposición (a) | 0-90° 617 ± 292 | 45-135° 713 ± 305 | | | | | | | | 0-45-90-135 674 ± 265 |
| | Material polimérico reabsorbible. | Esbeltez (S) | S= 0,36 403 ± 113 | S= 0,5 632 ± 180 | | | | | | | | S= 0,8 969 ± 164 |
| | Biocompatible. Libre de riesgos toxicológicos e inmunológicos. | Distancia entre filamentos (t) | t= 0,55 705 ± 315 | t= 0,75 724 ± 238 | | | | | | | | t= 1,05 576 ± 289 |
| PED (Precision Extrusion Deposition) | Hidroxiapatita |  | - 20mm de diámetro y 20mm de altura. | -Compresión. - Nivel de porosidad. -CT -MRI | | IN-VITRO |  | -MIMICS. | (L Shor, Güçeri, & Sun, 2006) | -El método PED tiene la ventaja de alta precisión a nivel micro y la repetitibilidad con respecto a los otros métodos de fabricación de scaffolds. | | |
| | -Osteoconductor | | | | | | | | | | | |
| | - Mecánicamente fuerte. | | | | | | | | | | | |
| | Policaprolactona | | | | | | | | | | | |
| | -Biodegradable y biocompatible. | | | | | | | | | | | |
| | Temperatura de fusión: 58°C-60°C. | | | | | | | | | | | |
| | Temperatura de descomposición: 350°C. | | | | | | | | | | | |
| | Esfuerzo de tensión: 16Mpa. | | | | | | | | | | | |
| | Módulo de tensión: 400Mpa. | | | | | | | | | | | |
| | Módulo de flexión: 500Mpa. | | | | | | | | | | | |
| Elongación a la fluencia: 7%. | | | | | | | | | | | | |
| Elongación a la fractura: 80%. | | | | | | | | | | | | |
| FDM | Tereftalato de polibutileno Temperatura de fusión: 250°C. | Rigidez del scaffold a una velocidad de carga de compresión de 49N/s | -Probeta de 5,6mm de diámetro y 3,4mm de longitud. | -CT Scan. -Ensayo de compresión. -Nivel de porosidad. -Densidad de conectividad. - Espaciado trabecular. | | No |  | -Quickslice. | (Tellis et al., 2008) | - Se realizaron diferentes pruebas al scaffold final, obtenido mediante micro CT scanner de dos muestras de huesos de un perro adulto. | | |
| | Rigidez del scaffold a una velocidad de carga de compresión de 294N/s | | | | | | | | | | | |
| | Rigidez del scaffold a una velocidad de carga de compresión de 294N/s | | | | | | | | | | | |

Tabla 6. Revisión bibliográfica características de biomateriales y scaffolds (Continuación)

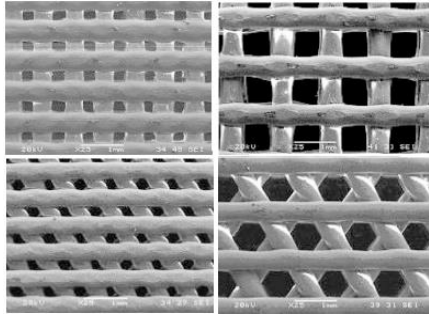
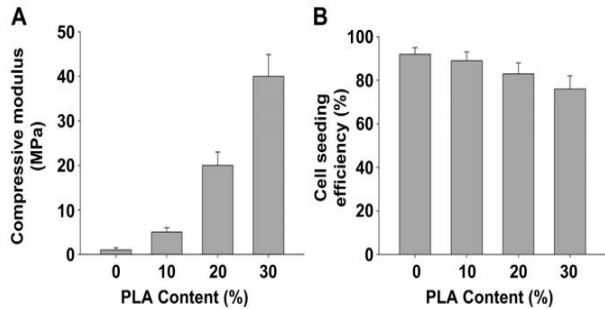
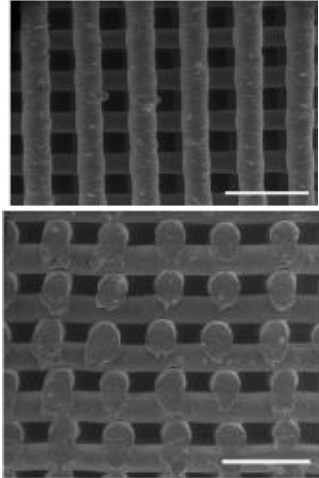
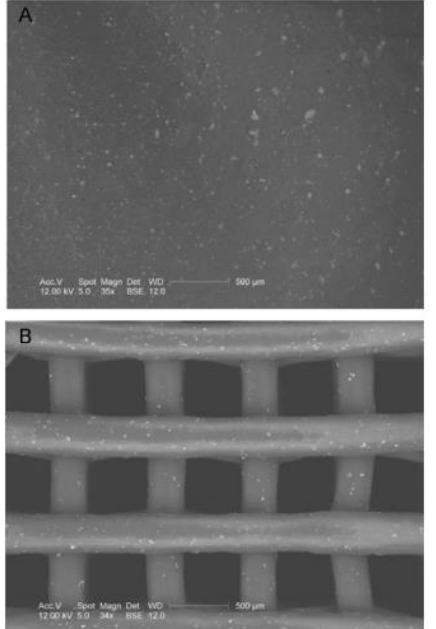
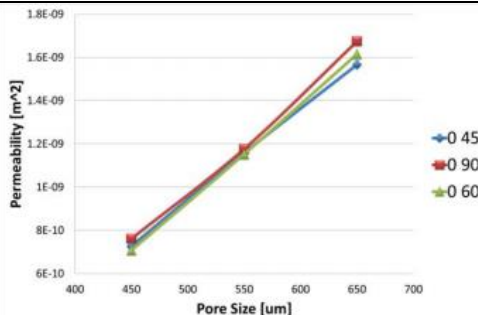
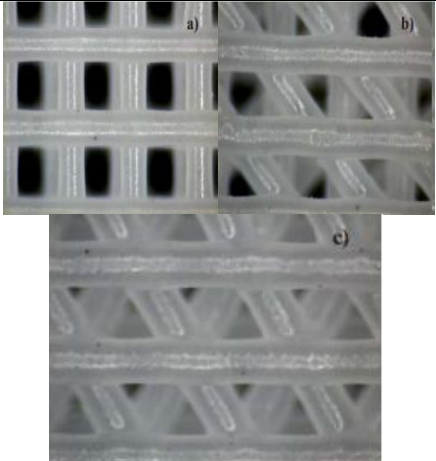
| Maquina | Propiedades del material en bruto | Propiedades del Scaffold | Geometría trabajada | Pruebas realizadas | Factores que variaron | Cultivo de Células | Scaffold Usado | Software Usado | Bibliografía | Observaciones | | | | | | | | |
|---|--|---|---|---|--|--------------------|---|-------------------|------------------------------|--|---|--|---|----------|---|--|---------------------|--|
| FDM 3D-P SLS | PCL | Porosidad PCL (FDM): 60% -90% | Cilindros de 8mm de diámetro y 7 mm de alto. Para la impresión FDM. | | -Ángulos de los filamentos 90°. -Diámetro del filamento 450 µm. | In- vitro |  | Pro/ENGINEER(PTC) | (Leong, Cheah, & Chua, 2003) | Los scaffold después de un ensayo de compresión toman un ángulo de 45° debido a la deformación. | | | | | | | | |
| | Modulo de compresión 4MPa-77 Mpa | Tamaño de poros (FDM) 45-150 µm | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | Esfuerzo de tensión 0.4MPa-3.6 Mpa | Porosidad (3D-P): 75%-90% | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | Cerámico verde | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | Esfuerzo de fractura 9007138KPa (130720 psi) | Tamaño de los poros (3D-P) Menor a 38µm, Entre 38µm-63µm Entre 63µm-106µm Entre 106µm-150 µm | Discos de 10 mm de Diámetro y 2mm de ancho para 3D-P. Cilindros de 2.5mm y rectángulos de 2.5mm 2.5 mm | | | | | | | | | | | | | | | |
| | Esfuerzo de tensión 18.6 Mpa | Porosidad (SLS) 25%-75% | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | FDM | 25 mg de PGA con porcentaje de 0%, 10%,20% y 30% de Poliláctico (PLA) | Porosidad del 50% | | | | | | | | Cilindros de dimensiones de 12mm de diámetro y 1.2mm de espesor | Microscopio electrónico de barrido (SEM) Ensayo de compresión | Contenido de PLA en el PGA en cada scaffold | In-vitro |  | | (Ding et al., 2013) | Se demostró poca diferencia de los resultados obtenidos a partir del ensayo de tensión contra el modelo computarizado. |
| | | | Filamentos de 12µm de grueso | | | | | | | | | | | | | | | |
| Tamaño de poros: 200-400 µm | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Modulo de compresión 57.9± 5.7 Mpa Espesor de los poros: 1.2 mm | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| FDM | Policaprolactona (PCL) (Mw 50,000 Da, CAPA 6500) | Anchura del filamento teórico: 300 µm | -Rectángulos de 30*30*8 mm | -Análisis de WCA(ángulo de contacto de hidrofobicidad de superficies planas por medio del agua) -Caracterización micro estructural por micro-tomografía computarizada - Porosidad | -Poros de 10-400 µm. -Utilizan un método llamado "AM techniques y plasma deposition processes". -Ángulos de 0 a 90°. -Distancia de los filamentos 650 µm. | In-vitro |  | BioCellPrinting | (Domingos et al., 2013) | -Se evidenció una concentración de esfuerzos alrededor de la figura y no en el centro de la estructura en el ensayo de compresión -El modulo de compresión fue casi el mismo para scaffold tratados y no tratados con plasma (WCA). - se puede disminuir el diámetro de las fibras y seguir con una compresión un poco más alta en los scaffold tratados con plasma. | | | | | | | | |
| | | Anchura del filamento: 313±8 µm | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Distancia del filamento teórico: 650 µm. | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Distancia del filamento experimental: 650 µm. | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Filament Gap teórico: 350 µm | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Filament Gap experimental: 333±12 µm | | | | | | | | | | | | | | | | |
| | | Bloque de capa(Layer Gap) teórico: 280 µm | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Bloque de capa(Layer Gap) experimental:249±14 µm Porosidad: N.A. | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Porosidad: 55% | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Tabla 6. Revisión bibliográfica características de biomateriales y scaffolds (Continuación)

| Maquina | Propiedades del material en bruto | Propiedades del Scaffold | Geometría trabajada | Pruebas realizadas | Factores que variaron | Cultivo de Células | Scaffold Usado | Software Usado | Bibliografía | Observaciones |
|---------|--|--|---------------------------------|---|--|---|--|----------------|---|---|
| FDM | <p>Policaprolactona (PCL) PLC-HA Temperatura de fusión: 60°C Punto de fusión: -60°C</p> | <p>Modulo de compresión (Porosidad 60%,PLC-HA)$\sigma_y = 84Mpa$ (Porosidad 60%, PLC)$\sigma_y = 59Mpa$ (Porosidad 70%, PLC – HA)$\sigma_y = 76Mpa$ (Porosidad 70%, PLC)$\sigma_y = 30Mpa$</p> <p>Crecimiento de células por millón (PLC – HA 60%y 70%) (PLC 60% y 70%)55 p.p.m.</p> | Cilindros de 20 mm de diámetro. | <p>-Compresión -Microscopio electrónico de barrido (SEM)</p> | <p>-Angulo de la trama (0°-180°) -Porosidad del 60% y 70%</p> | IN-VITRO (Osteo bovino fetal al primario blastocitos durante un periodo de 21 días) |  | | (Lauren Shor, Güçeri, Wen, Gandhi, & Sun, 2007) | Los poros reducen las propiedades mecánicas del scaffold debido a la falta de material en la estructura geométrica. |
| FDM | <p>PCL</p> <p>Peso molecular: 50000</p> <p>Norma: (CAPA 6500)</p> | <p>Ángulos del Scaffold: -0° a 45° -0° a 60° -0° a 90°</p> <p>Distancia entre filamentos 650µm</p>  | Cubos de 30mm x 30mm x 3.36mm | <p>Compresión -Microscopio electrónico de barrido (SEM)</p> | Ángulos variados entre 0 a 90° | No |  | | (Viana, Biscaia, Almeida, & Bártolo, 2013) | La permeabilidad aumenta cuanto mayor es el porcentaje de los poros |

2.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

- La tecnología utilizada principalmente para la impresión 3D de *Scaffolds*, es el modelado por deposición fundida (FDM, por sus siglas en inglés de *Fused Deposition Modeling*). Los materiales que pueden ser utilizados son policaprolactona (PCL), polipropileno (PP), ABS y PLA, entre otros; con características diferentes, que afectan sus propiedades mecánicas, térmicas y químicas.
- Se evidenció el uso de probetas, cilíndricas, prismáticas, y en forma de discos; sin embargo algunos de los investigadores se inclinaron por el uso de probetas rectangulares, según la norma ASTM y debido a su similitud con los huesos.
- Los autores consultados en el numeral 2.3, concluyeron que los parámetros de impresión 3D que pueden controlarse para mejorar las propiedades mecánicas de los *Scaffolds*, son: la porosidad, el espesor de los filamentos, número de capas, espacio entre filamentos, ángulo de trama y la geometría externa de las probetas utilizadas. El porcentaje de porosidad que recomiendan, está entre 55 y 70%, aunque a mayor porosidad reportan menos resistencia.
- Los *scaffolds* fueron sometidos a ensayos de tensión, compresión y dureza para evaluar su comportamiento mecánico (esfuerzo de fluencia, esfuerzo último a la tensión, esfuerzo último a la compresión, módulo de elasticidad, módulo de compresión, entre otros). Para asegurarse que la zona de falla de las probetas se produjera en la zona del encuellamiento, los investigadores modificaron el radio de redondeo de las probetas; logrando de esta forma, reducir la concentración de esfuerzo producida por el cambio de sección de un área mayor a una menor. Como complemento, en algunos estudios los autores realizaron microscopía electrónica de barrido (SEM) para observar en detalle la disposición y geometría de los filamentos en los *scaffold*, e hicieron uso de análisis por medio de elementos finitos y compararon con los resultados de los ensayos practicados.
- Los autores evidenciaron que existe relación directa entre los parámetros de impresión, espacio entre filamentos y nivel de porosidad; sin tomar en cuenta factores como ángulo de deposición y esbeltez de la geometría. Demostraron que el “módulo de compresión”, disminuye cuando el nivel de porosidad es mayor y aumenta a medida que lo hace la esbeltez de las probetas.
- Según la revisión bibliográfica realizada, en la Tabla 7, se recopilaron las propiedades mecánicas que podían promover un óptimo rendimiento de los *Scaffolds* fabricados mediante impresión 3D; teniendo en cuenta que éstas varían de acuerdo al material utilizado en su elaboración.

Tabla 7. *Propiedades mecánicas determinadas para los scaffolds*

| Propiedad Mecánica | Material Scaffold | Valor |
|---------------------------------------|-------------------|-------------|
| Esfuerzo de fluencia (MPa) | Policaprolactona | 2,58 - 3,32 |
| Límite de deformación (%) | Policaprolactona | 5,29 - 5,86 |
| Módulo de compresión (MPa) | PCL/HA | 30 – 84 |
| | PLA | 57,9 |
| Esfuerzo último a la tensión (MPa) | ABS M-30 | 23,9 - 29,7 |
| | Polipropileno | 7 - 8,2 |
| Esfuerzo último a la compresión (MPa) | Polipropileno | 9,9 - 12,7 |
| Módulo de Elasticidad (MPa) | PLA | 576 - 969 |
| | ABS M-30 | 1957 – 2117 |
| | Policaprolactona | 47,1 - 69,2 |
| | Polipropileno | 409 – 733 |

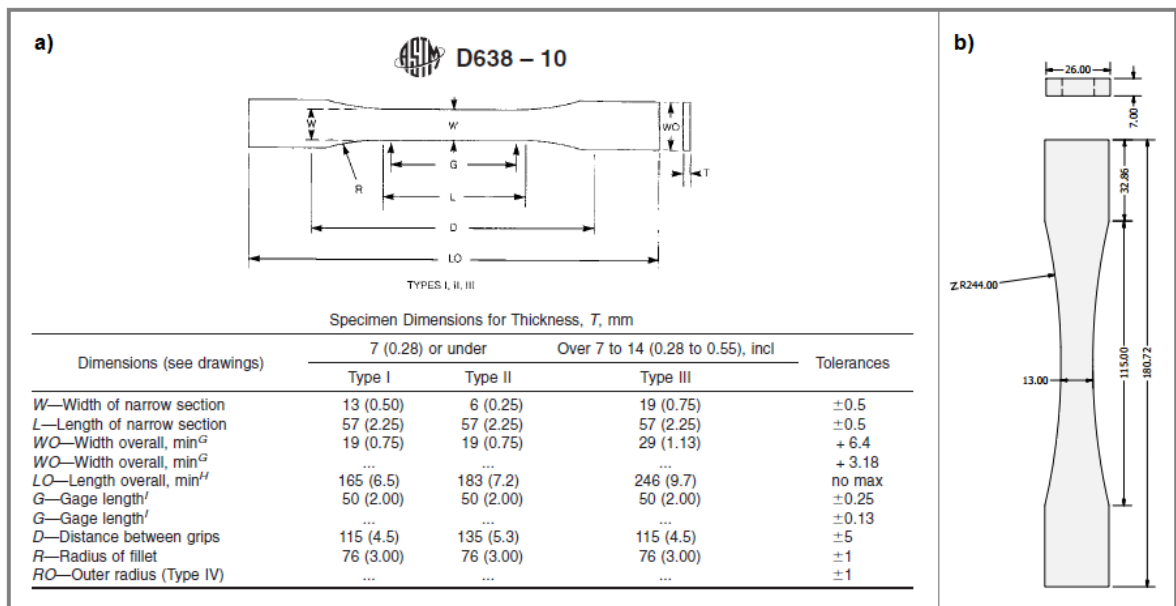
Fuente: Datos extraídos de la Tabla 6

3 GENERACIÓN DE ESTRUCTURAS GEOMÉTRICAS POROSAS 3D FDM

Teniendo en cuenta los avances científicos consultados sobre la impresión 3D de *Scaffolds*; en el presente capítulo se describe el proceso realizado para la generación de las estructuras porosas en PLA y ABS con la tecnología de impresión 3D FDM; el cual va desde el diseño geométrico, hasta la impresión y obtención en físico de las probetas.

Para poder determinar las propiedades mecánicas de componentes poliméricos porosos en ABS y PLA, se fabricaron mediante impresión 3D FDM estructuras con arquitectura externa (dimensiones y características) según la Norma ASTM D638, para probetas plásticas rígidas y semirrígidas Tipo 1 (Ver Figura 7).

Figura 7. Dimensiones de las probetas para ensayos de tracción y dureza



Nota: a) Norma D638-10. b) Dimensiones reales de las probetas impresas en 3D FDM, del presente trabajo. Fuente: Adaptado de (ASTM International, 2010).

En primer lugar, se realizó el diseño geométrico de las probetas, en el software de modelado CAD 3D Inventor[®], combinando diferentes parámetros de diseño. En seguida, el formato obtenido anteriormente con extensión .STL, se exportó al software de corte *Kisslicer*[®], para convertir el modelo digital, en un código *G-code* (lista de comandos) que puede ser interpretado por la impresora 3D FDM, para iniciar la fabricación de las piezas.

3.1 PARÁMETROS DE DISEÑO GEOMÉTRICO PARA LA IMPRESIÓN 3D DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS

A continuación se describen los diferentes parámetros de la arquitectura interna de las probetas, que fueron considerados para el diseño geométrico de las estructuras porosas en los software CAD (Inventor® para el diseño de las probetas para los ensayos de tracción y Rhinoceros® para el modelado de estructuras y simulación de elementos finitos).

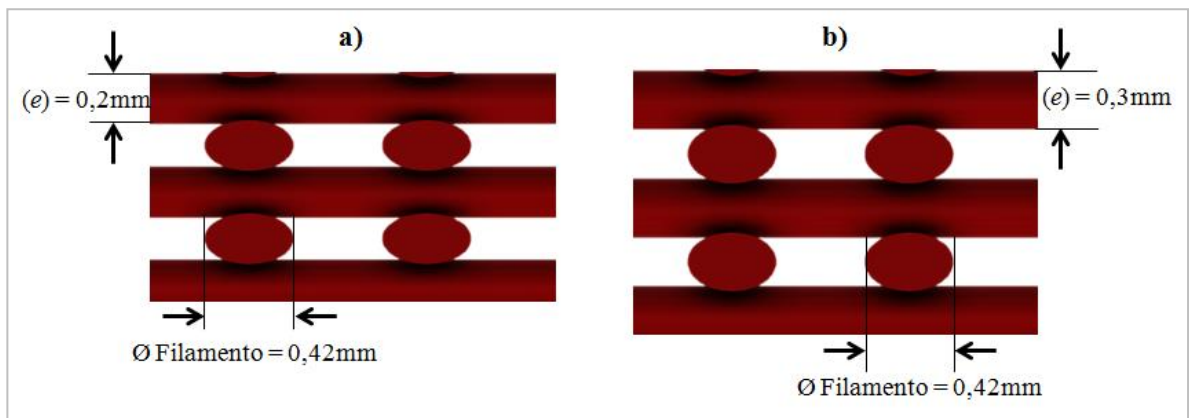
3.1.1 Espesor de capa (e)

Este parámetro de impresión, corresponde al grosor de cada capa de filamentos que deposita el extrusor (boquilla) de la impresora 3D FDM, en secciones transversales, hasta completar la altura final de las probetas de cada material poroso (Pedernera, 2014).

La configuración de este parámetro se relaciona, con la resolución vertical de la impresora 3D; lo cual quiere decir, que al igual que la orientación y la geometría de la estructura, afecta de manera directa, el número de capas, el aspecto de las piezas impresas; así como la velocidad de la impresión. Mientras más fina sea la capa (a menor espesor), mayor será la cantidad de capas, calidad visual de la impresión; al igual que su tiempo de fabricación y costo (Pedernera, 2014). De acuerdo a la revisión bibliográfica realizada en el punto 2.3, las configuraciones más utilizadas para la fabricación de *Scaffolds* van de 0,25 a 0,5 mm.

Para efectos de esta investigación, se evaluaron dos espesores de capa (e): nivel mínimo = 0.2 mm (Ver Figura 8a) y nivel máximo = 0.3 mm (Ver Figura 8b); con valores constantes para el diámetro del filamento (0.42mm) y la distancia entre capas (0.02mm), definidos por el software *Kisslicer*® y el diámetro de la boquilla de la impresora 3D. Estas dimensiones incluyeron los posibles efectos provocados por los cambios de temperatura y la solidificación de los filamentos posterior a la deposición del material.

Figura 8. Espesor de capa de las probetas evaluadas



Nota: a) nivel mínimo (e) = 0,2mm; b) nivel máximo (e) = 0,3mm. Fuente: Autores

Para hallar el número de capas impresas, requeridas para alcanzar la altura total de las probetas; se utilizó la Ecuación 1, con cada uno de los niveles evaluados para espesor de capa:

$$\text{No. de capas modelo} = \frac{(\text{Altura en Z del modelo} - (2 \times \text{Espesor de piel}))}{\text{Espesor de capa}} \quad \text{Ecuación 1}$$

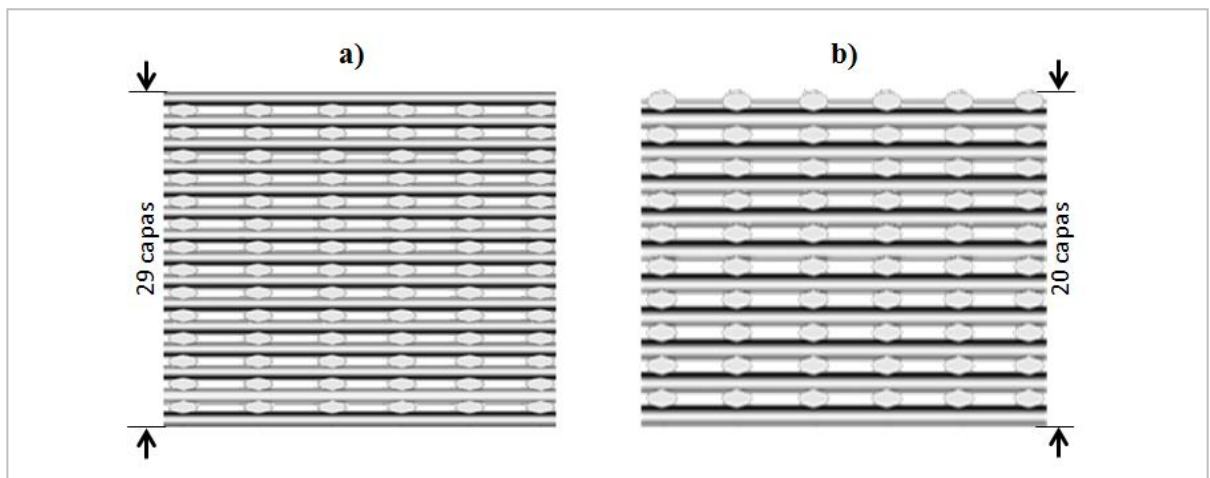
Se utilizaron valores constantes para la Altura en Z del modelo (7mm) y espesor de piel (0,6mm), según la norma ASTM D638 y la orientación de las probetas en la cama de impresión.

$$\text{No. de capas modelo (nivel mínimo)} = \frac{(7\text{mm} - (2 \times 0,6\text{mm}))}{0,2 \text{ mm}} = 29 \text{ Capas}$$

$$\text{No. de capas modelo (nivel máximo)} = \frac{(7\text{mm} - (2 \times 0,6\text{mm}))}{0,3 \text{ mm}} = 20 \text{ Capas}$$

De acuerdo a los resultados con la *Ecuación 1*, se corroboró que el espesor influye de manera inversamente proporcional al número de capas; es decir para el nivel máximo de $(e)=0,3\text{mm}$, la impresora 3D requirió depositar menor cantidad de capas de filamentos (20) para alcanzar la altura total de las probetas (7mm), respecto al nivel mínimo de $(e)=0,2\text{mm}$, que requirió mayor cantidad de capas (29) (Ver Figura 9).

Figura 9. Número de capas de las probetas impresas en 3D, según el espesor de capa



Nota: a) Probeta con $(e) = 0,2\text{mm}$; b) Probeta con $(e) = 0,3\text{mm}$. Fuente: Autores

3.1.2 Porosidad (p)

Este criterio de impresión, corresponde al porcentaje de volumen vacío, respecto al volumen total de la estructura impresa; siendo inversamente proporcional al porcentaje de relleno (material sólido). La porosidad es definida únicamente por el espacio entre

filamentos; teniendo en cuenta que el diámetro del filamento es constante y corresponde al diámetro de la boquilla (0,43mm) (De Marchi, 2012).

Para el diseño interno de las probetas, se consideraron dos valores de porosidad (50 y 67%) (Ver Figura 10). Cabe notar, que el algoritmo interno del software *Kisslicer*[®], calculó automáticamente el espacio adecuado entre filamentos, para conseguir los niveles deseados de porosidad en las piezas impresas. Por lo tanto, las *Ecuaciones 3* y *4*, describen el cálculo realizado por *Kisslicer*[®], para definir el espacio entre filamentos que aplicó la impresora 3D FDM en cada una de las condiciones de porosidad.

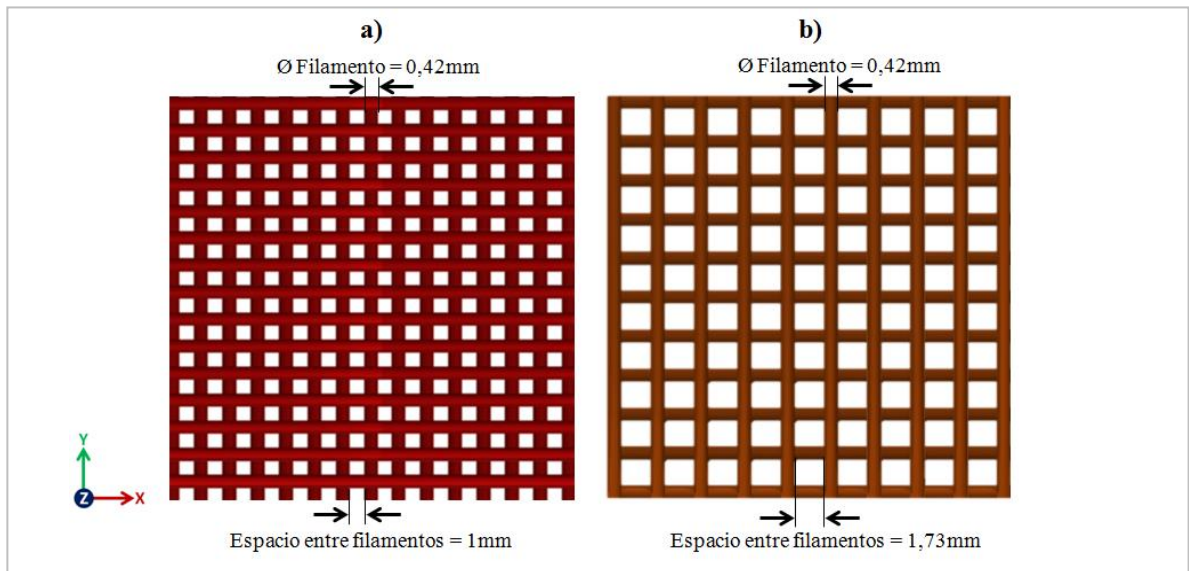
Porosidad mínima:

$$50\% = \text{Ø de filamentos (0.43mm)} \times \text{espacio entre filamentos (1mm)} \quad \text{Ecuación 3}$$

Porosidad máxima:

$$67\% = \text{Ø de filamentos (0.43mm)} \times \text{espacio entre filamentos (1.73mm)} \quad \text{Ecuación 4}$$

Figura 10. Porcentaje de relleno y porosidad de las probetas impresas en 3D (50%)



Nota: a) Porosidad 50%, Relleno = 50% b) Porosidad = 67%, Relleno = 33%. Fuente: Autores

Sin embargo, para comprobar los porcentajes de porosidad asumidos, se realizó el cálculo teórico de los niveles de porosidad experimentales, a partir de la *Ecuación 5* planteada por Bill Tseng, Chilukuri, Park, & James Kwon (2014):

$$P = \left[1 - \left(\frac{V_t}{V_a} \right) \right] \quad \text{Ecuación 5}$$

Donde:

V_a = Volumen aparente (Volumen total) del modelo, que corresponde a:

$$V_a = \text{Largo} \times \text{Ancho} \times \text{Alto} = 9\text{mm} \times 9\text{mm} \times 4,74\text{mm} = 351,54\text{mm}^3 \text{Ecuación 6}$$

V_t = Volumen real del modelo (Volumen ocupado por material). Información suministrada por el software Rhinoceros[®] 3D, para modelado en tres dimensiones.

En la Tabla 8, se presentan los resultados del cálculo teórico de porosidad, para dos probetas modeladas por medio del plug-in Grasshopper[®], con las siguientes configuraciones de impresión: probeta 1) porosidad asumida (p) = 50% y 2) porosidad asumida (p) = 67%, ambas estructuras porosas con espesor de capa (e) = 0,2mm y ángulo de trama (a) = 0–90°.

Tabla 8. *Cálculo teórico de porosidad*

| Probeta | (p) asumida % | Relleno % | Cálculo teórico | | |
|---------|--------------------|--------------|------------------------|------------------------|--------------------|
| | | | V_a mm^3 | V_t mm^3 | (p) teórica % |
| 1 | 50 | 50 | 351,54 | 155,29 | 55,83 |
| 2 | 67 | 33 | 735,72 | 224,96 | 69,42 |

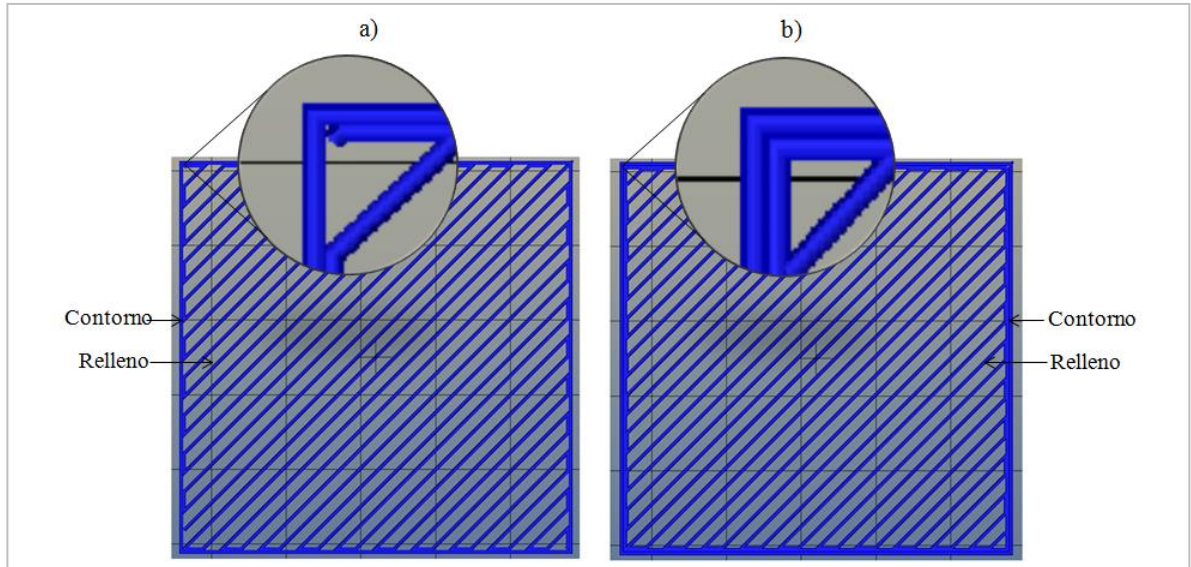
De acuerdo a los resultados de la Tabla 8, se comprobó que los valores de porosidad asumidos se asemejan a los cálculos teóricos.

3.1.3 Contorno (c)

También conocido como perímetro, es el número de filamentos que deposita la impresora 3D sobre el exterior de la estructura geométrica fabricada mediante FDM. Este parámetro es el recubrimiento que añade fuerza al objeto impreso y es lo primero que se imprime, seguido del relleno. Para columnas o estructuras finas, los diseñadores de los software de corte para impresiones 3D, como Kisslicer[®] recomiendan utilizar 1 o 2 contornos.

En este trabajo se evaluaron probetas impresas sin contorno (0) y con dos contornos (2) (Ver Figura 11). Para la impresión 3D, el software Kisslicer[®] asume por defecto un mínimo de contornos igual a 1.

Figura 11. Contornos de filamentos para las probetas impresas en 3D



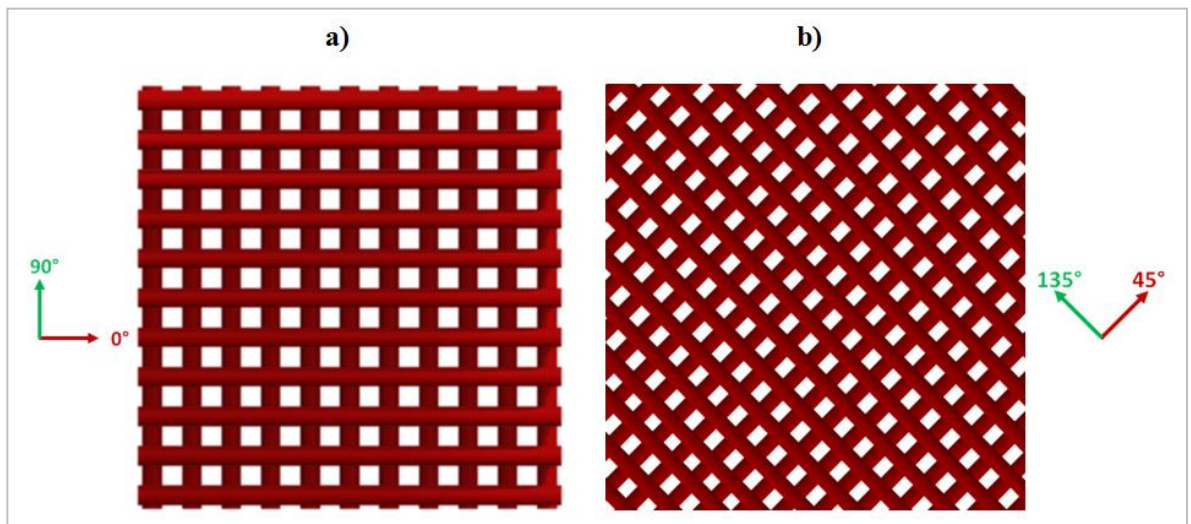
Nota: a) Contorno (c) = 0; b) contorno (c) = 2. Fuente: Autores

3.1.4 Ángulo de trama (α)

Es el ángulo en el que el extrusor deposita los filamentos en cada capa, durante la impresión 3D, basado en la orientación de los ejes de la máquina (Pedernera, 2014).

De acuerdo a resultados en la fabricación de *Scaffolds* con polímeros obtenidos por algunos autores (De Ciurana *et al.* (2013); Yeong, Chua, Leong, & Chandrasekaran (2004), Domingos *et al.* (2013)); se emplearon dos ángulos de trama: (α) = 0-90° y (α)=45-135° para la impresión de las probetas (Ver Figura 12).

Figura 12. Ángulos de trama evaluados



Nota: a) Ángulo de trama (α) = 0-90°; b) Ángulo de trama (α) = 45-135°. Fuente: Autores

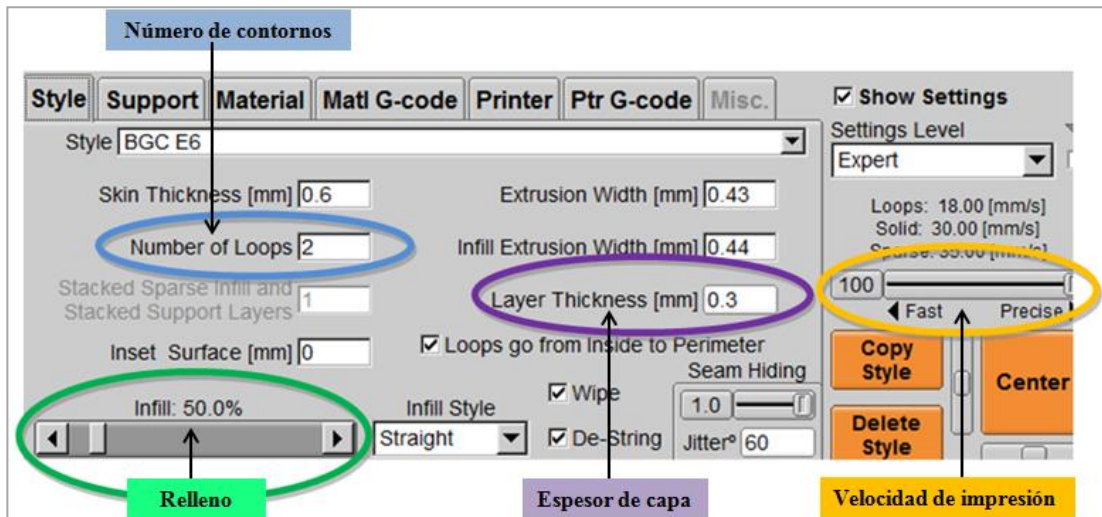
3.2 CREACIÓN DEL G-CODE PARA LA IMPRESIÓN 3D FDM

Uno de los programas más importantes a la hora de trabajar con una impresora 3D es el software laminador o de corte (*slicing*), el cual se encarga de dividir el modelo 3D a imprimir en capas y generar el fichero *G-code* (lista de comandos CNC o control numérico) correspondiente, que podrá ser leído por la impresora (Posadas, 2015).

Para esta investigación se utilizó el software *Kisslicer*[®], debido a su disponibilidad y facilidad para ajustar los parámetros, boquilla y plataforma de impresión, en el orden presentado a continuación:

- Se abrió el archivo CAD en formato. STL.
- Se modificaron los parámetros de impresión que variaron según la configuración de las probetas (Ver Figura 13):
 - *Layer thickness*: corresponde al espesor de capa (e) en mm
 - *Infill*: es la opción que permite variar el porcentaje de relleno, factor que incide en el porcentaje de porosidad de la figura geométrica;
 - *Number of loops*: define el número de contornos (c) o perímetros para cada capa;
 - *Print speed*: permite graduar la velocidad de impresión, dependiendo de las características de la impresora y la configuración de los parámetros anteriores.

Figura 13. Pantalla de *Kisslicer*[®] con los parámetros de impresión modificables



Fuente: Autores

Sin embargo, para optimizar el proceso de impresión, durante todo el experimento, se mantuvieron constantes algunos parámetros del software *Kisslicer*[®] relacionados al diseño de las probetas (Ver Tabla 9).

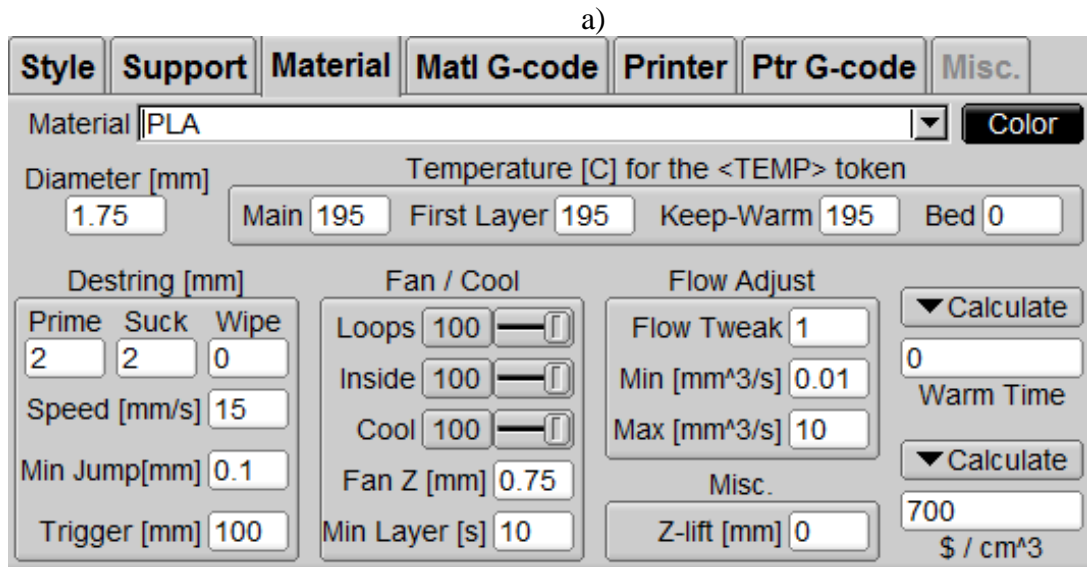
Tabla 9. *Parámetros constantes para el diseño de las probetas en Kisslicer*[®]

| Factor | Función | Valor (mm) |
|--|---|------------|
| Espesor de la piel o cascara (<i>Skin thickness</i>) | Recubrimiento de la parte superior e inferior del elemento a imprimir. | 0,6 |
| Espesor del filamento (<i>Extusion width</i>) | Valor establecido de acuerdo al ancho de la boquilla empleada, para la impresión de las probetas objeto del presente estudio. | 0,43 |
| Ancho de la extrusión de relleno (<i>Infill Extrusion width</i>) | De acuerdo al diámetro de la boquilla empleada y al espesor del filamento, se estableció el valor más alto para esta variable, con el objetivo de proporcionar mayor resistencia a las piezas impresas. | 0,44 |
| Forma de relleno (<i>Infill Style</i>) | Influye en el acabado de las piezas impresas y en la velocidad de la impresión. La forma de relleno utilizada para este trabajo, corresponde a la opción más rápida. | Rectilínea |

Fuente: Adaptado de De Marchi (2012)

- Luego, se configuró el material a utilizar, las temperaturas de impresión, propiedades del plástico (Ver Figura 14). Se verificó que la temperatura presentada automáticamente por el programa, fuera la adecuada para la fusión de cada material: entre 160 y 230 °C para ABS y entre 215 y 250 °C para PLA Torras (2013a).

Figura 14. Pantallas de *Kisslicer*[®] para elección de los materiales y las condiciones de temperatura para la impresión



b)

Nota: a) Material PLA; b) Material ABS. Fuente: Kisslicer[®](2014)

- En seguida, se establecieron los valores de los parámetros para la impresión del *Raft* o base para las piezas (Ver Figura 15).

Figura 15. Pantalla de configuración del *Raft* en Kisslicer[®]

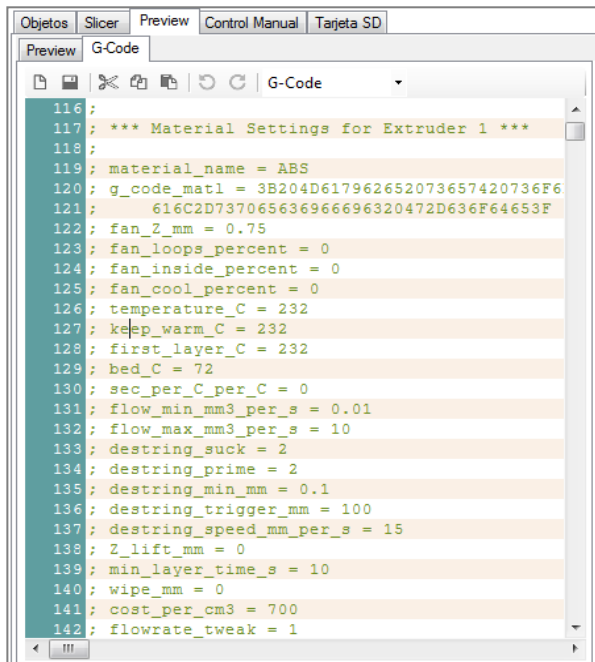
Fuente: Autores

- Luego se configuró el inicio del G-Code con las instrucciones para la impresión, ya que Kisslicer[®] no lo realiza automáticamente. En la parte inicial del código CNC, se establecieron valores constantes para parámetros como temperatura de la cama, del

filamento, la altura de la boquilla, autonivelación de la boquilla y el diámetro del filamento (Ver

-
- Figura 16). Luego, *Kisslicer*[®] por defecto generó las instrucciones para la impresión de cada capa (Ver Figura 17).

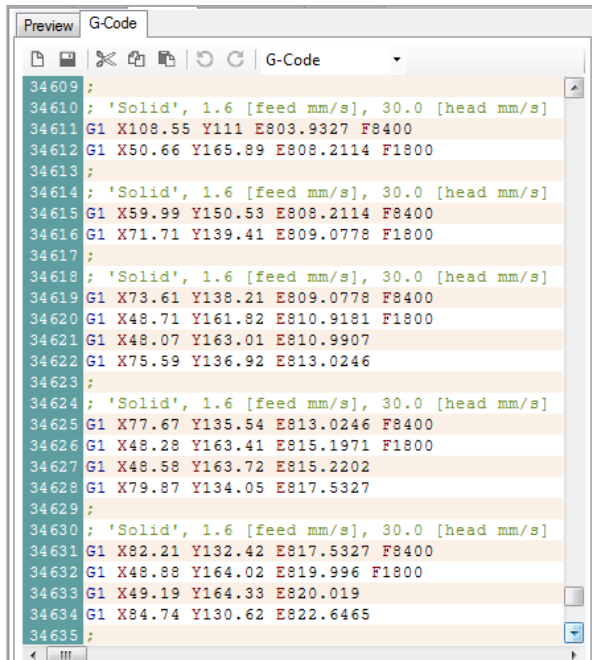
Figura 16. Configuración inicial del G-Code para la impresión de las probetas



```
116 ;
117 ; *** Material Settings for Extruder 1 ***
118 ;
119 ; material_name = ABS
120 ; g_code_mat1 = 3B204D617962652073657420736F6
121 ;     616C2D737065636966696320472D636F64653F
122 ; fan_Z_mm = 0.75
123 ; fan_loops_percent = 0
124 ; fan_inside_percent = 0
125 ; fan_cool_percent = 0
126 ; temperature_C = 232
127 ; keep_warm_C = 232
128 ; first_layer_C = 232
129 ; bed_C = 72
130 ; sec_per_C_per_C = 0
131 ; flow_min_mm3_per_s = 0.01
132 ; flow_max_mm3_per_s = 10
133 ; destring_suck = 2
134 ; destring_prime = 2
135 ; destring_min_mm = 0.1
136 ; destring_trigger_mm = 100
137 ; destring_speed_mm_per_s = 15
138 ; Z_lift_mm = 0
139 ; min_layer_time_s = 10
140 ; wipe_mm = 0
141 ; cost_per_cm3 = 700
142 ; flowrate_tweak = 1
```

Fuente: Autores

Figura 17. Configuración de relleno de la última capa para la impresión de las probetas



```
34609 ;
34610 ; 'Solid', 1.6 [feed mm/s], 30.0 [head mm/s]
34611 G1 X108.55 Y111 E803.9327 F8400
34612 G1 X50.66 Y165.89 E808.2114 F1800
34613 ;
34614 ; 'Solid', 1.6 [feed mm/s], 30.0 [head mm/s]
34615 G1 X59.99 Y150.53 E808.2114 F8400
34616 G1 X71.71 Y139.41 E809.0778 F1800
34617 ;
34618 ; 'Solid', 1.6 [feed mm/s], 30.0 [head mm/s]
34619 G1 X73.61 Y138.21 E809.0778 F8400
34620 G1 X48.71 Y161.82 E810.9181 F1800
34621 G1 X48.07 Y163.01 E810.9907
34622 G1 X75.59 Y136.92 E813.0246
34623 ;
34624 ; 'Solid', 1.6 [feed mm/s], 30.0 [head mm/s]
34625 G1 X77.67 Y135.54 E813.0246 F8400
34626 G1 X48.28 Y163.41 E815.1971 F1800
34627 G1 X48.58 Y163.72 E815.2202
34628 G1 X79.87 Y134.05 E817.5327
34629 ;
34630 ; 'Solid', 1.6 [feed mm/s], 30.0 [head mm/s]
34631 G1 X82.21 Y132.42 E817.5327 F8400
34632 G1 X48.88 Y164.02 E819.996 F1800
34633 G1 X49.19 Y164.33 E820.019
34634 G1 X84.74 Y130.62 E822.6465
34635 ;
```

Fuente: Autores

- En la parte final del G-Code, se utilizó el software *Repetier Host V1.0.6* para obtener los tiempos estimados y costos de impresión de las probetas, de acuerdo a su configuración de impresión (espesor de capa (e), porosidad (p) y contornos (c)) (Ver Figura 18y Tabla 10) y también se utilizó previo a la impresión con el fin de visualizar las estructuras a partir del G-code generado (Ver Figura 19).

Figura 18. Configuración final del G-Code para la impresión de las probetas

```

35581 G91 ;relat
35582 G1 E-4 F400
35583 G1 X20 Y40 F3000 ;ret
35584 ;G1 Z+0.5 E-5 X-20 Y-20 F{travel_speed} ;move
35585 G28 X0 ;move X/Y
35586 M84 ;steppers off
35587 G90
35588 G4 S2 ;absolute positi
35589 M112
35590 ;{profile_string}
35591
35592 ;
35593 ;
35594 ;
35595 ; Estimated Build Time: 249.33 minutes
35596 ; Estimated Build Volume: 53.761 cm^3
35597 ; Estimated Build Cost: $162296.39
35598 ;
35599 ; *** Extrusion Time Breakdown ***
35600 ; * estimated time in [s]
35601 ; * before possibly slowing down for 'cool'
35602 ; * not including Z-travel
35603 ; +-----+-----+-----+
35604 ; | Extruder #1 | Extruder #2 | Extruder #3 |
35605 ; +-----+-----+-----+
35606 ; | 106.791 | 0 | 0 |
35607 ; | 0 | 0 | 0 |
    
```

Fuente: Autores

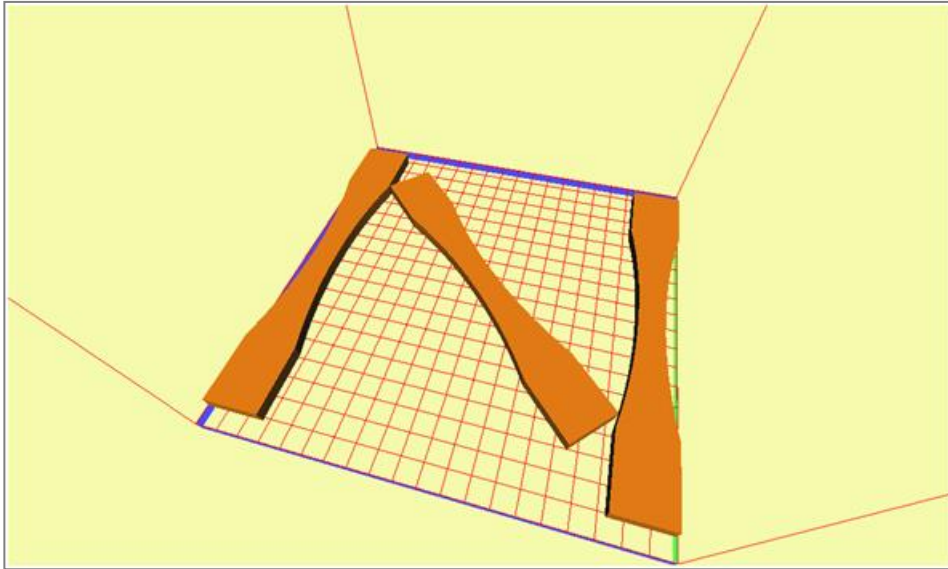
Tabla 10. Tiempo y costo de impresión de las estructuras porosas

| Impresión | Espesor de capa (e) | Relleno (r) (%) | Porosidad (p) (%) | Contorno (c) | Tiempo estimado (min) | Volumen estimado (cm ³) | Costo estimado (\$) |
|-----------|---------------------|-----------------|-------------------|--------------|-----------------------|-------------------------------------|---------------------|
| 1 | 0,2 | 50 | 50 | 0 | 246,70 | 52,88 | 160.369,22 |
| 2 | 0,3 | 50 | 50 | 2 | 161,96 | 53,520 | 118.443,95 |
| 3 | 0,2 | 33 | 67 | 0 | 201,05 | 38,137 | 127.221,53 |
| 4 | 0,3 | 33 | 67 | 2 | 133,07 | 39,743 | 94.353,28 |

Fuente: Autores

- Después de finalizados todos los ajustes requeridos para la impresión, se guardó el G-Code (lista de comandos en lenguaje CNC) para las configuraciones de cada impresión.

Figura 19. Disposición de las probetas para impresión, en el software *Repetier Host* V1.06



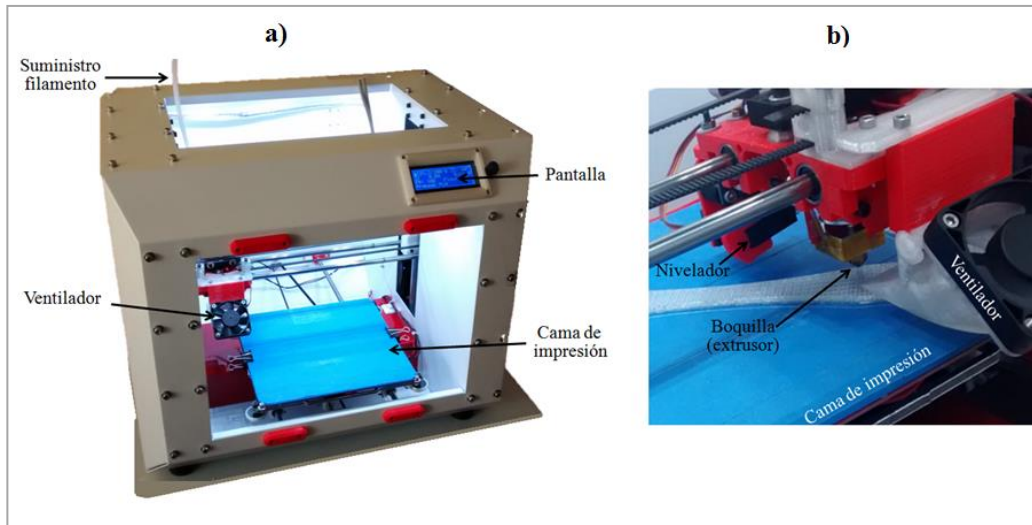
Fuente: Autores

3.3 IMPRESIÓN 3D DE ESTRUCTURAS POROSAS

La tecnología de impresión utilizada para la obtención de las probetas, fue FDM, (Modelado por Deposición Fundida). De acuerdo a Zein, Hutmacher, Tan, & Teoh (2002), es una tecnología de creación rápida para *Scaffolds* de polímeros como PLA y ABS; que a diferencia de otras técnicas de impresión, no requiere disolventes y ofrece facilidad para la manipulación de los materiales y su procesamiento.

Para la impresión en 3D FDM de las probetas, se empleó una máquina modelo BGC E de la empresa colombiana Voxel C&T (Ver Figura 20), con las especificaciones descritas en la Tabla 11.

Figura 20. Impresora 3D BGCE



Nota: Fotografías: a) Vista general de la impresora. b) Detalle de la cama de impresión y boquilla de extrusión. Fuente: Autores

Tabla 11. *Especificaciones técnicas de la impresora 3D FDM empleada para la fabricación de las probetas*

| | | | |
|---------------------------------------|---|-----------------|---|
| Fabricante: | BGC Smart Tech | País de origen: | Colombia |
| Distribuidor autorizado: | Voxel C&T | Teléfono: | (571)7026792 |
| Página web: | http://www.voxel3d.net | | |
| Modelo: | BGC E | Tecnología: | FFF (<i>Fused Filament Fabrication</i>) |
| Diámetro del filamento | 3 mm +/- 0.1mm | | |
| Materiales | ABS, PLA | | |
| Dimensiones Máximas de impresión | 200mm x 200mm x 200mm | | |
| Resolución Impresora | | | |
| Resolución Baja | 0.25 mm por capa | | |
| Resolución Media | 0.17 mm por capa | | |
| Resolución Alta | 0.1 mm por capa | | |
| Precisión | | | |
| Eje X | 0.010 mm | | |
| Eje Y | 0.010 mm | | |
| Eje Z | 0.025 mm | | |
| Dimensiones de la Máquina | | | |
| Con soporte para carrete alimentador | Ancho | 530mm | |
| | Alto | 410mm | |
| | Profundidad | 550mm | |
| Sin soporte para carrete alimentador: | Ancho | 530mm | |
| | Alto | 410mm | |
| | Profundidad | 460mm | |
| Peso Total | 16.5 kg | | |

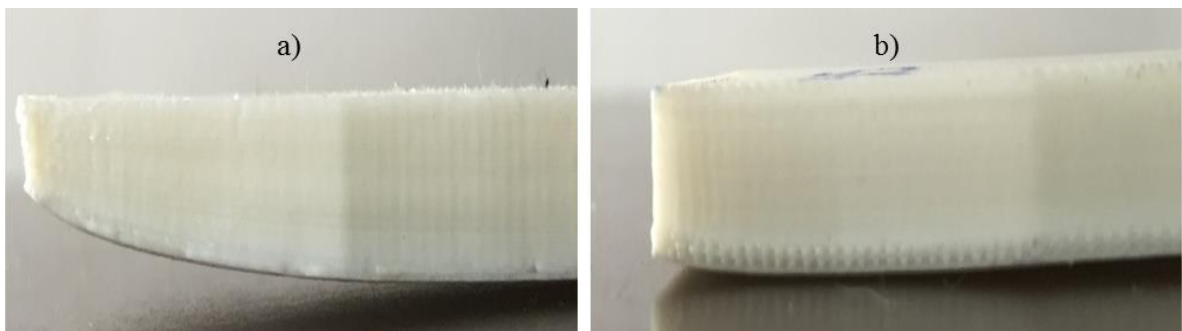
Fuente: Voxel C&T(2012)

Después de exportar el modelo 3D de las probetas con extensión .STL al software de corte *Kisslicer*[®], ajustar los parámetros de impresión, el G-Code fue almacenado en una memoria SD que se insertó en la impresora 3D FDM, para que esta pudiera leerlo e iniciar el proceso de fabricación de las estructuras porosas, descrito a continuación:

3.3.1 Preparación de la cama de impresión

Para la fabricación de las probetas con PLA, se cubrió la cama de impresión con cinta “*Scotch Blue*” y por recomendación del grupo de soporte técnico de la empresa Voxel C&T, para el caso de las probetas con ABS, además de esta cinta, se añadieron 3 capas de spray fijador para cabello marca “*TRESemmé*” (Ver Figura 21). Este procedimiento se realizó con el fin de aumentar la adherencia de la primera capa de los materiales fundidos y evitar el levantamiento de las zonas exteriores de las probetas, efecto denominado en inglés “*warping*”. Este efecto indeseado en la impresión 3D, es generado por la contracción del material, que puede presentarse por la alta diferencia de temperaturas entre los filamentos fundidos que salen del extrusor (aproximadamente 230°C) y la cama de impresión (60°C) (Torras, 2013b).

Figura 21. Efecto de la laca fijadora del cabello en la cama de impresión sobre las probetas impresas en ABS



Nota: Fotografías a) Probeta impresa sin aplicación de laca fijadora. b) Probeta impresa con aplicación previa de laca fijadora. Fuente: Autores

3.3.2 Pre calentamiento de la cama y los materiales plásticos:

Según las recomendaciones de los fabricantes de la impresora (Voxel C&T, 2012), para minimizar el riesgo de presentar problemas como el *warping*, la plataforma de impresión se precalentó durante 5 a 10 minutos. Además, se buscó alcanzar en la boquilla de extrusión, las temperaturas adecuadas de fusión para cada material evaluado, de tal manera que fluyera fácilmente durante el proceso de impresión (Ver Tabla 12). Cabe notar, que para la fabricación de las estructuras porosas con el material ABS, se tuvo especial cuidado, cubriendo la impresora con plástico y manteniendo la ventilación adecuada en el cuarto de impresión; esto con el fin de minimizar la exposición a los gases tóxicos emitidos por este material, al alcanzar su punto de fusión.

Tabla 12. *Temperaturas de precalentamiento de la cama de impresión y la boquilla de extrusión*

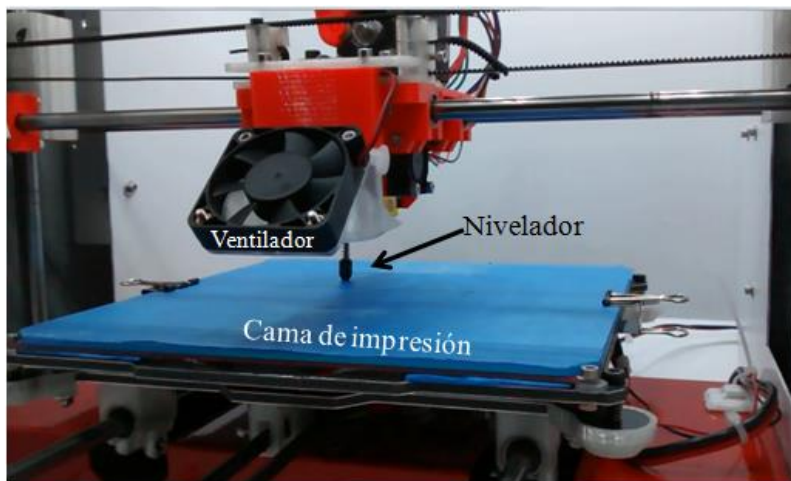
| Material | Temperatura (°C) cama de impresión | Temperatura (°C) de la boquilla | Temperatura (°C) de fusión |
|----------|---------------------------------------|------------------------------------|-------------------------------|
| PLA | 60 | 200 | 160-230 |
| ABS | 68 | 230 | 215-250 |

Fuente: Voxel C&T (2012); (Torras, 2013a)

3.3.3 Impresión y retiro de las estructuras porosas impresas

Antes de iniciar la deposición de los materiales, la impresora 3D, calculó automáticamente el ángulo de inclinación de la cama para nivelarla con la boquilla, analizando varios puntos críticos con un sensor de alturas (Ver Figura 22).

Figura 22. Auto-nivelación de la boquilla y cama de impresión

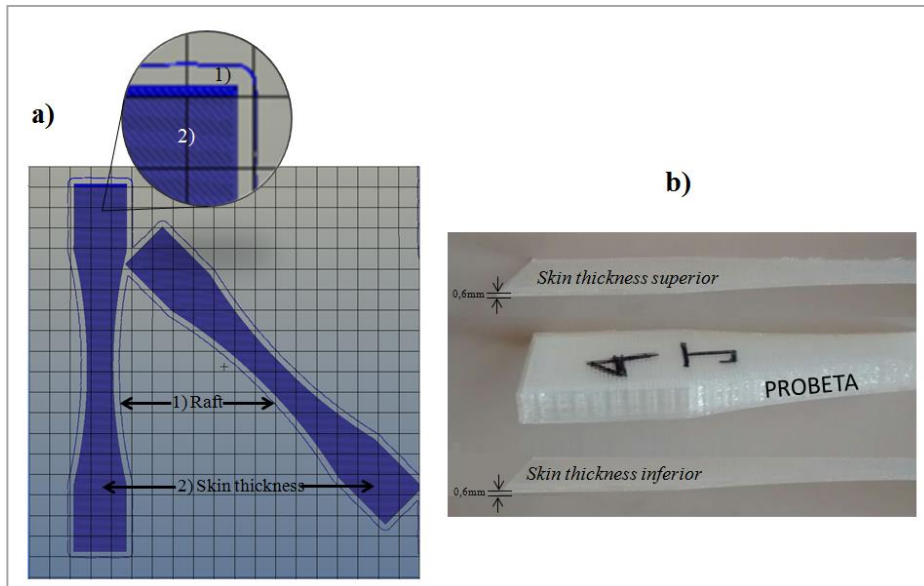


Fuente: Fotografía Autores

La fabricación de las estructuras se inició con el material PLA, seguido del ABS. Con cada uno de estos materiales se realizaron 4 impresiones en 3D, en el siguiente orden:

- 1) Impresión del *raft* o base para las piezas (Ver Figura 23a).
- 2) Impresión del *Skin thickness*: este parámetro permitió agregar una capa sólida en la parte inferior y superior de cada pieza impresa, aislando el relleno del exterior. La altura de esta capa se mantuvo constante (0,6mm), para cada una de las impresiones (Ver Figura 23b).

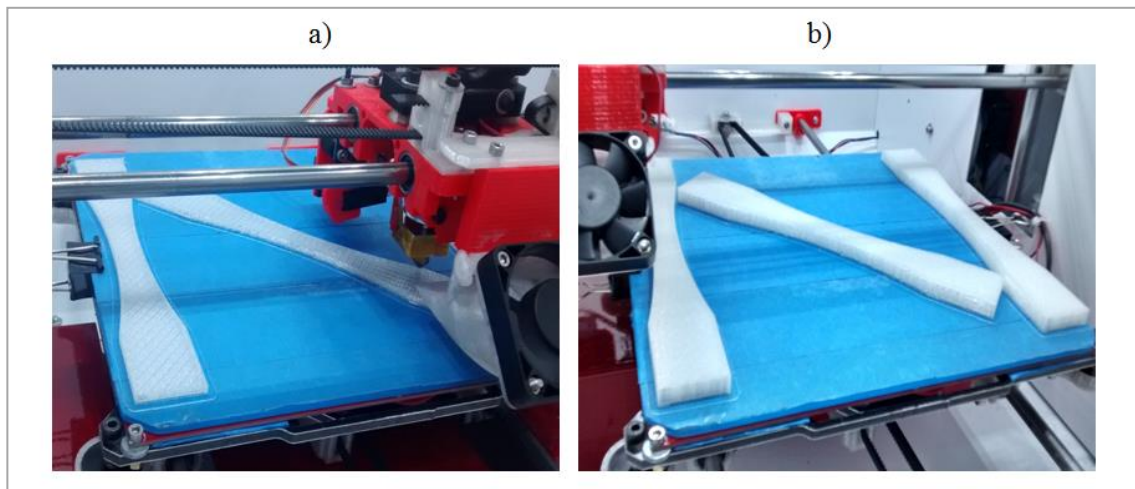
Figura 23. *Raft* y *Skin thickness* de las estructuras porosas



Nota: a) Imagen generada en *Repetier Host* V1.06. Fuente: Repetier(2013). b) Fotografía de probeta y *skin thickness* impresos en 3D FDM. Fuente: Autores

- 3) Impresión del contorno, e
- 4) Impresión del relleno para cada capa. Para la deposición del material fundido en cada capa, la impresora 3D elevó la boquilla de extrusión de acuerdo al espesor de capa configurado, repitiendo este procedimiento hasta alcanzar la altura total de las piezas impresas (Ver Figura 24).

Figura 24. Impresión de contorno y relleno de las probetas



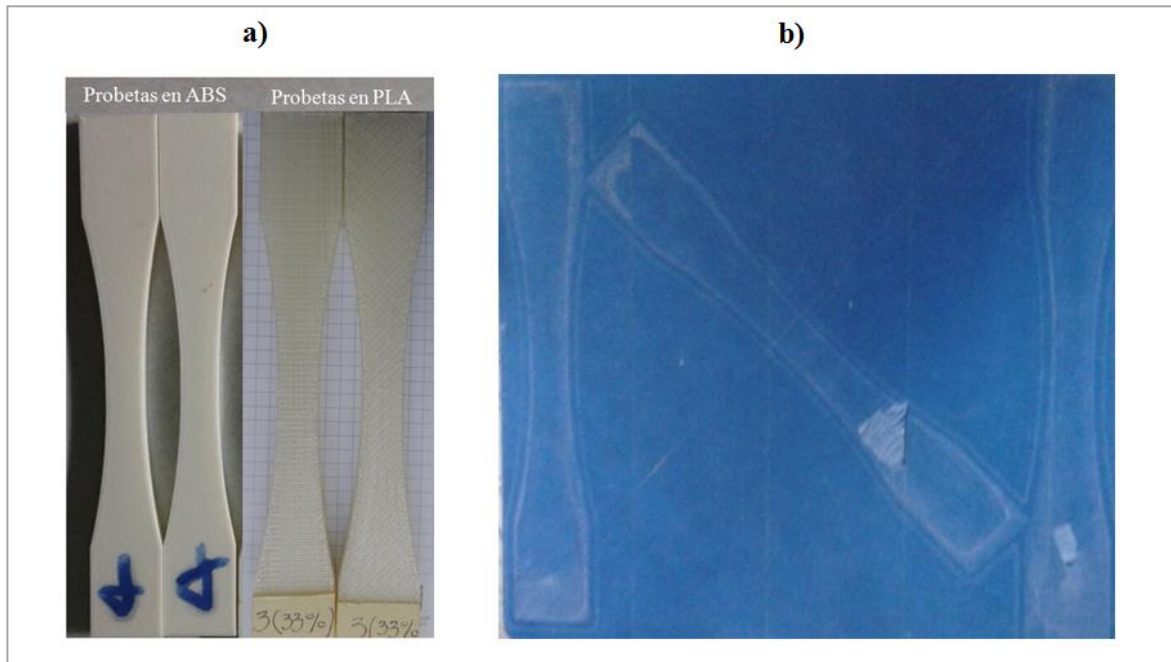
Nota: Fotografías a) Deposición del material fundido por capas. b) Finalización de la impresión. Fuente: Autores

Durante la fabricación de las probetas, la impresora 3D FDM invirtió los ángulos de trama del material depositado en cada capa. En el caso de las estructuras configuradas con ángulo

de trama 45-135°, la impresora realizó la deposición de los filamentos de la primer capa en ángulo de 45°, en la segunda capa en ángulo de 135°, en la tercer capa de nuevo en ángulo de 45°; repitiendo así esta operación, hasta completar el número total de capas que conformaron cada pieza impresa.

Después de terminada la impresión, se desprendieron cuidadosamente las probetas de la cama de impresión (Ver Figura 25).

Figura 25. Probetas terminadas y retiradas de la cama de impresión



Nota: Fotografías a) Probetas impresas; b) Cama de impresión después de retiradas las probetas. Fuente: Autores

3.4 MODELADO DE ESTRUCTURAS POROSAS CAD

Con el fin de realizar la programación visual de las estructuras porosas de este trabajo, se generaron archivos .STL, para cada configuración de impresión, utilizando el plug-in grasshopper del software *Rhinoceros5*, como se describirá a continuación.

3.4.1 Software *Rhinoceros5*[®]

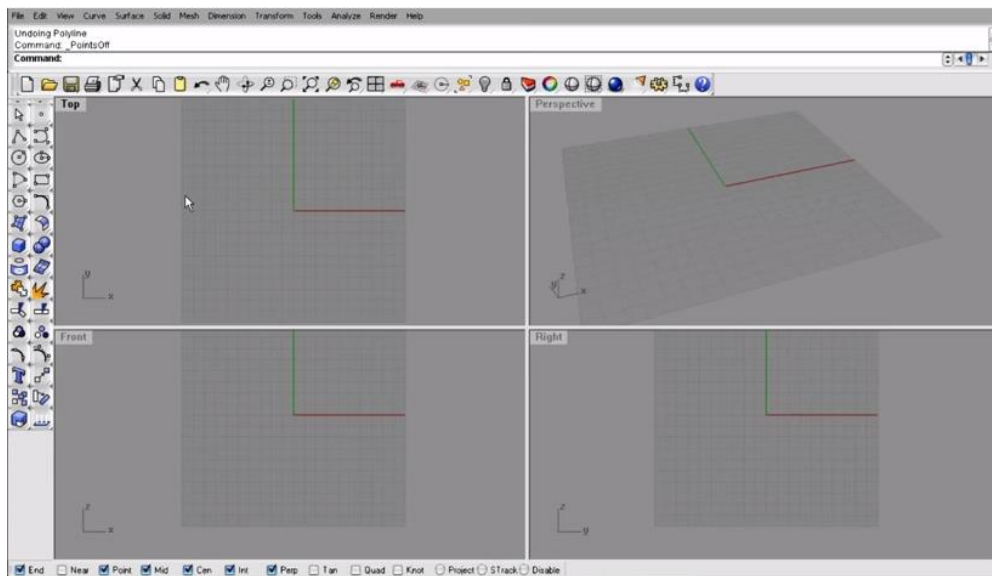
Rhinoceros5[®] es una herramienta de software de diseño asistido por ordenador (CAD), que permite el modelado de objetos 3D, a partir de representaciones matemáticas de geometría en 2D, denominadas NURBS (B-splines racionales no uniformes), capaces de describir diferentes formas con precisión, desde líneas en 2D, círculos, curvas hasta complejos sólidos o superficies orgánicas de formas libres en 3D (Cook, Koll, & Hambly, 2013).

Este software permite además de modelar, modificar y visualizar ya sea componentes individuales o piezas finales en tres dimensiones; así como generar patrones que pueden llevar a un prototipado rápido (Velandia, 2011).

Rhinoceros[®] se orienta principalmente hacia la industria de fabricación, desde el desarrollo de prótesis médicas hasta aeronaves o rascacielos, constituyéndose en un software preciso y versátil; pero a su vez, la facilidad de acceso, descarga gratuita, disponibilidad de tutoriales y fácil manejo, permiten a los usuarios con poca o nula experiencia introducirse al modelado 3D (McNeel & Associates, 2011).

Laurent Ávila & Pedroza Cabrera (2013), destacan las siguientes ventajas de este software respecto a otros programas de diseño: la posibilidad de visualizar simultáneamente los planos X-Y, X-Z y Y-Z y una ventana de perspectiva (Ver Figura 26), configurar la rejilla (delimitación y medidas del área de trabajo) según las necesidades del diseño, corrección y análisis de los posibles errores, la posibilidad de usar *plug-ins* con funciones específicas y guardar el archivo en diferentes extensiones (.stl, .wg, .stp, etc).

Figura 26. Ventana de trabajo, interfaz Rhinoceros[®]



Fuente: Autores

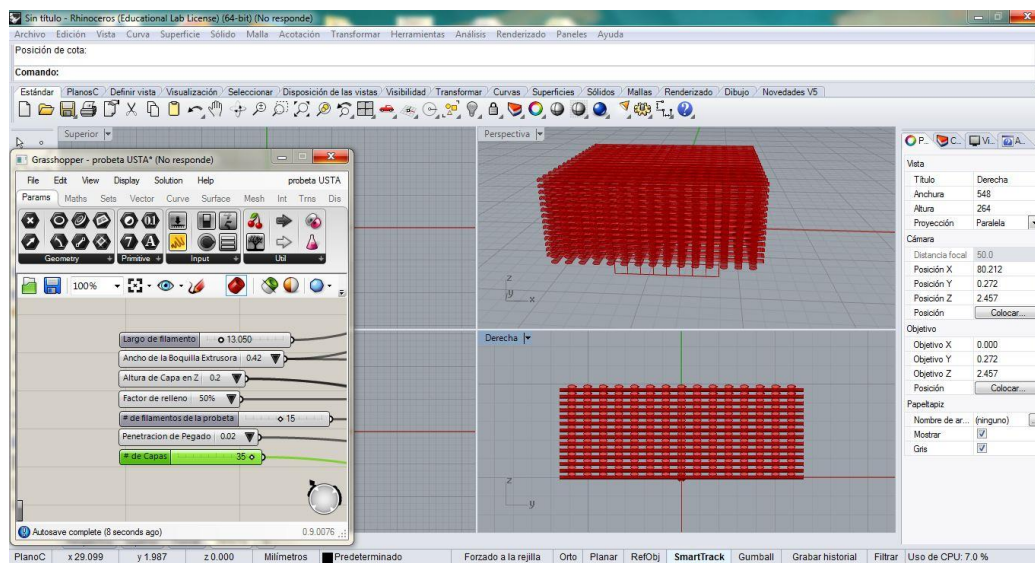
3.4.2 Plug-in Grasshopper

Como las estructuras porosas objeto de esta investigación corresponden a diferentes configuraciones de parámetros geométricos internos (espesor de capa, porosidad, contornos y ángulo de trama); se utilizó el plug-in *grasshopper* de Rhinoceros[®], para modelarlas sin la necesidad de manejar un lenguaje de programación; ya que es una excelente herramienta para llevar a cabo de manera sencilla, proyectos que operen con una gran cantidad de información, geometría o múltiples variables y condiciones definidas con precisión y rigor tal como lo menciona Velandia(2011). Grasshopper es un plug-in gratuito, con una interfaz pensada para diseñadores y no para programadores, lo cual facilita la interacción y el

aprendizaje potencial en cuanto a opciones y tipos de modelado e integración de variables es muy alto.

Grasshopper es una herramienta de diseño de algoritmos. Esto quiere decir, que es capaz de encadenar una sucesión de comandos e instrucciones con entradas y salidas que son geometría y datos para producir un resultado. Al funcionar dentro de Rhino®, Grasshopper incorpora gran parte de sus comandos y funcionalidades, además, utiliza Rhino® como entorno de visualización (Ver Figura 27), de manera que se puede ver en tiempo real cómo afecta al modelo realizado cualquier cambio que se realice en Grasshopper (Ramirez Camarero & Vidal Calvet, 2011).

Figura 27. Pantalla del plug-in Grasshopper dentro de Rhinoceros®



Fuente: Autores

3.4.3 Diseño de las estructuras porosas en Grasshopper

Por medio del plug-in Grasshopper de Rhinoceros5®, se diseñaron 8 estructuras porosas, resultantes de la combinación de tres parámetros de impresión 3D (espesor de capa, relleno y ángulo de trama) (Ver Figura 28).

Figura 28. Esquema del proceso de diseño para las estructuras porosas

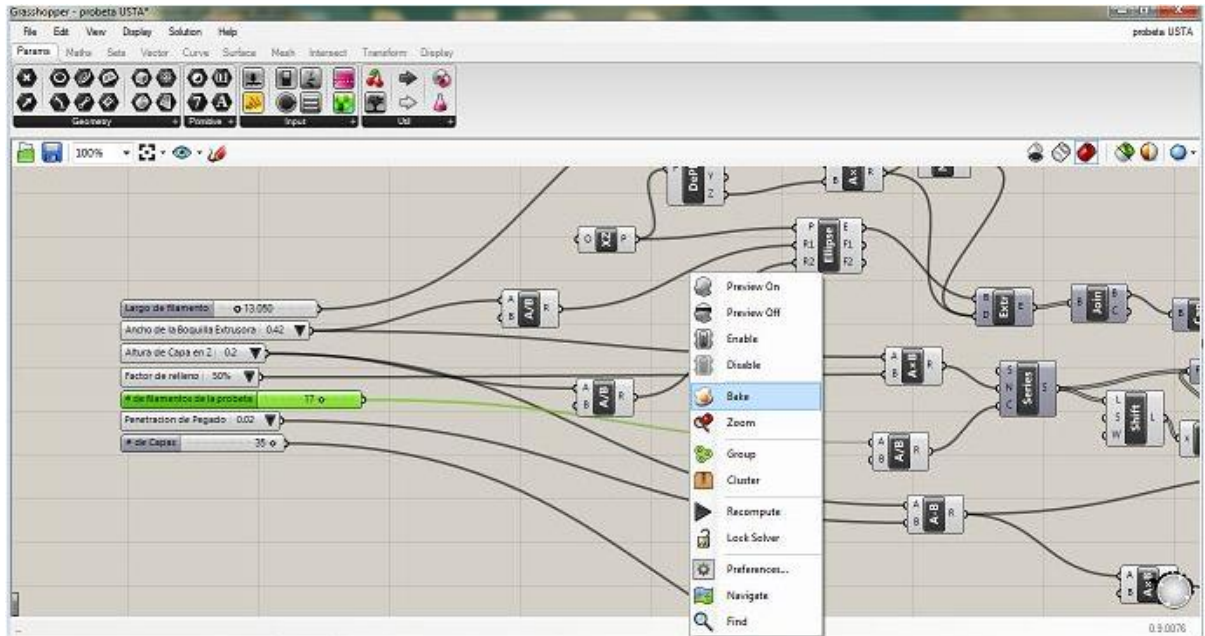


Fuente: Autores

El diseño de las probetas, inició con la creación de un código Grasshopper(VerFigura 29 y Anexo A), conformado por parámetros (parámetros de impresión modificables y constantes) y componentes (comandos para la ejecución y visualización de los parámetros) (Ver Fuente: Autores

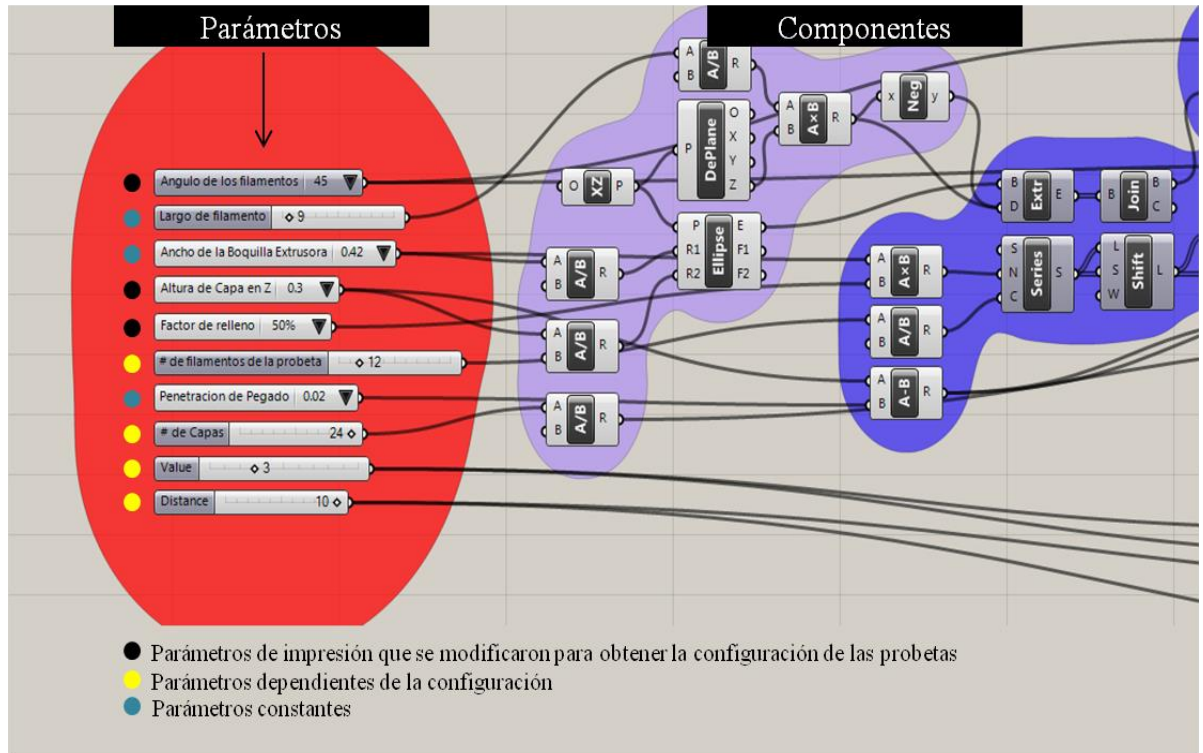
Figura 30).

Figura 29. Pantalla Grasshopper, generación del código para el diseño paramétrico



Fuente: Autores

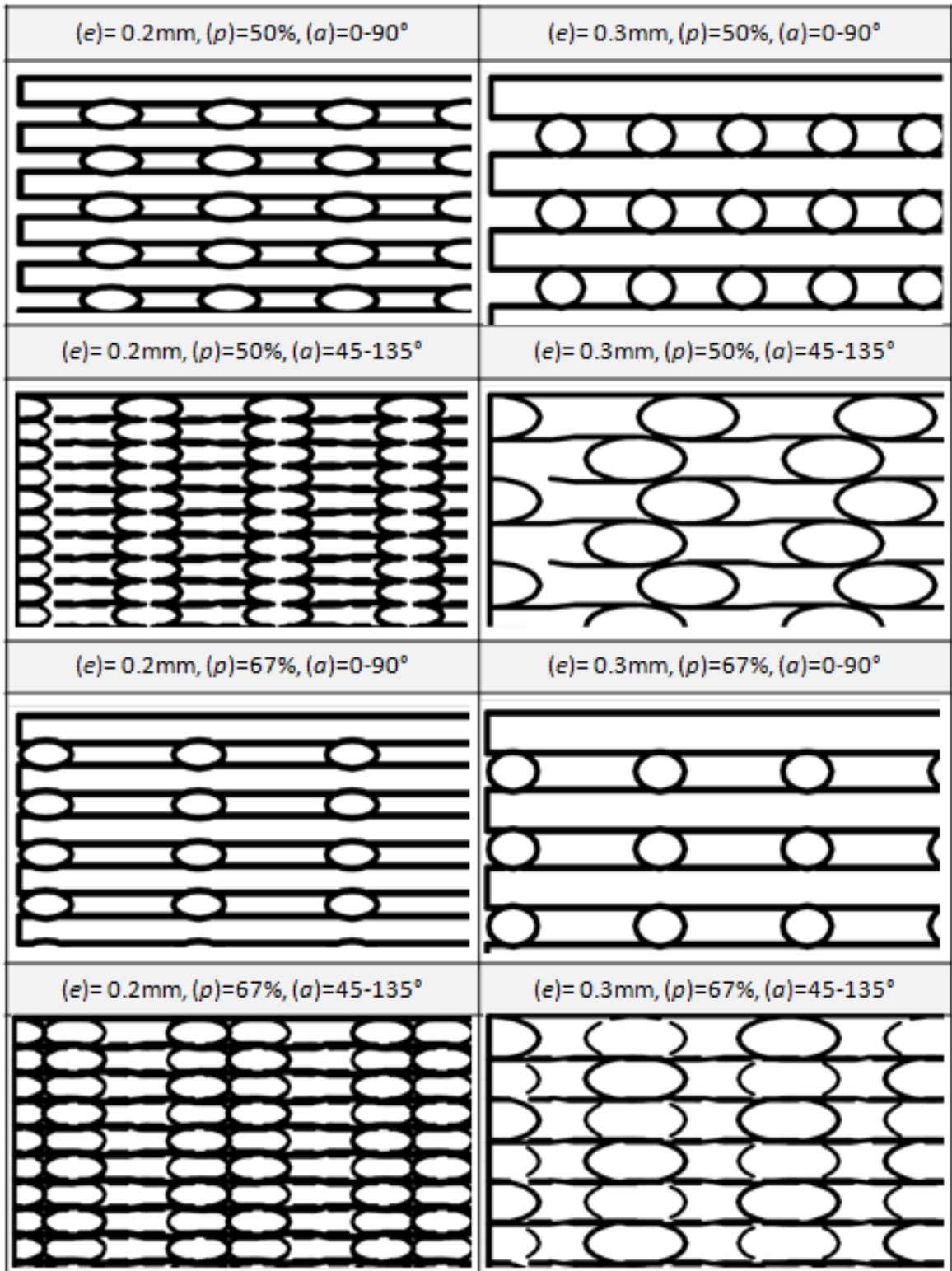
Figura 30. Parámetros del código Grasshopper para el modelado de las probetas



Fuente: Autores

Se utilizó el software Inventor[®], con el fin de visualizar los detalles resultantes de la combinación de tres parámetros de impresión (espesor de capa, porosidad y ángulo de trama) de las estructuras CAD modeladas en Rhinoceros5[®], con el *plug-ingrasshoper* Las imágenes obtenidas, se detallan en la Figura 31 y se guardaron en formato .STL.

Figura 31. Detalles de las estructuras CAD modeladas en Rhinoceros5[®], zoom 600%



Fuente: Autores

3.5 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

- Debido a que la arquitectura externa e interna de las estructuras porosas, son uno de los factores que determinan las propiedades de los materiales para ser utilizados en la fabricación de implantes óseos, tal y como se detalló en el apartado 2; se consideraron como parámetros de configuración para modelar e imprimir las probetas; el espesor de capa, la porosidad y el ángulo de trama. En cada parámetro se utilizó un valor mínimo y otro máximo.
- Para el modelado CAD, se utilizaron dos software: Inventor[®] y Rhinoceros[®]. El primero se empleó para la obtención en físico de las probetas y el segundo para modelarlas y obtener el sólido 3D empleado en el modelado de elementos finitos, del cual se hablará en el capítulo 5.
- Para el modelado CAD, se utilizó el software Rhinoceros[®], debido a su versatilidad, facilidad de acceso, descarga gratuita, disponibilidad de tutoriales y fácil manejo.
- Tal y como se esperaba, el espesor de capa influyó en el tiempo de impresión de las probetas; ya que a menor espesor mayor tiempo de impresión. Como se explicó en el numeral 3.1.1, el espesor de capa o resolución vertical determina el número de capas de la estructura impresa; lo cual significa que entre menor espesor de capa, mayor número de capas; mayor costo y tiempo de impresión.
- El espesor de capa también influyó en el costo de la impresión, al igual que la porosidad. Debido a que la fabricación de las probetas con el menor espesor de capa (0,2mm) y el menor porcentaje de porosidad (50%), requirieron mayor tiempo de elaboración (246,70min), presentaron los costos más altos de impresión 3D (\$161.000); respecto a las impresiones de las probetas con una configuración de espesor de capa (0,3 mm) y porosidad (67%), que demandaron 133 min para su elaboración y presentaron los menores costos de impresión (\$94.000).

4 CARACTERIZACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS DE PLA Y ABS, IMPRESAS EN 3D FDM

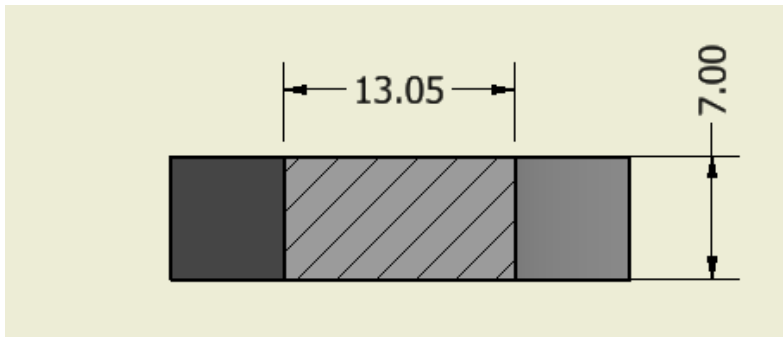
4.1 PREDICCIÓN TEÓRICA DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO PARA LOS *SCAFFOLDS* A IMPRIMIR EN PLA Y ABS

El siguiente procedimiento se realizó con el fin de predecir un punto de falla teórico, la información calculada se usó como punto de partida para el ensayo de tracción aplicado a las estructuras porosas objeto de esta investigación.

4.1.1 Área transversal.

Como el esfuerzo normal está definido por la fuerza aplicada de forma perpendicular a un área dado, es necesario conocer el área transversal en la zona del encuellamiento de las probetas (Ver Figura 32).

Figura 32. Dimensiones y corte transversal probeta Tipo 1



Fuente: Autores

Entonces el área transversal está dada por:

$$Area = 13,05\text{mm} \times 7\text{mm} = 91,3\text{mm}^2$$

4.1.2 Área transversal equivalente

El área equivalente corresponde a la fracción de área ocupada por el material; teniendo en cuenta se trabajará con un material poroso, está dada la *Ecuación 7*:

$$Area_{equivalente} = \% \text{ de porosidad} \times Area_{especimen} \quad \text{Ecuación 7}$$

Teniendo en cuenta que se da en función del porcentaje de porosidad, tenemos:

a) *Porcentaje de porosidad* = 50%

$$Area_{equivalente} = 0,5 \times 91,35\text{mm}^2 = 45,67\text{mm}^2$$

b) *Porcentaje de porosidad = 67%*

$$\text{Area}_{\text{equivalente}} = 0,33 \times 91,35\text{mm}^2 = 30,14 \text{ mm}^2$$

4.1.3 Fuerza de fluencia

Es la carga máxima que se puede aplicar sobre la probeta sin causar deformación de tipo plástica. Para poder determinar esta carga es necesario conocer el esfuerzo de fluencia S_y para cada uno de los materiales.

Este esfuerzo de fluencia está dado por la *Ecuación 8*.

$$\sigma = F/A \quad \text{Ecuación 8}$$

Se puede despejar la fuerza en esta ecuación obteniendo la *Ecuación 9*.

$$F = \sigma \times \text{Area}_{\text{equivalente}} \quad \text{Ecuación 9}$$

Para el cálculo teórico de fuerza de fluencia del presente trabajo, se utilizó para el material PLA, el valor de esfuerzo de fluencia reportado en la Tabla 3 ($S_y \text{ PLA} = 60\text{Mpa}$) y para ABS el rango presentado en la Tabla 5, ($S_y \text{ ABS} = 42,5\text{Mpa}$ a $44,8\text{Mpa}$). Reemplazando estos valores de esfuerzo de fluencia en la *Ecuación 9*, tenemos:

Para el PLA

Porcentaje de porosidad=50%

$$F = 60\text{Mpa} \times 45,67\text{mm}^2 = 2740,50\text{N}$$

Porcentaje de porosidad=67%

$$F = 60\text{Mpa} \times 30,14\text{mm}^2 = 1808,73\text{N}$$

Para el ABS

Fuerza Mínima

Porcentaje de porosidad=50%

$$F = 42,5\text{Mpa} \times 45,67\text{mm}^2 = 1941,19\text{N}$$

Porcentaje de porosidad=67%

$$F = 42,5\text{Mpa} \times 30,14\text{mm}^2 = 1281,18\text{N}$$

Fuerza Máxima

Porcentaje de porosidad=50%

$$F=44,8\text{Mpa} \times 45,67\text{mm}^2=2046,24\text{N}$$

Porcentaje de porosidad=67%

$$F=44,8\text{Mpa} \times 30,14\text{mm}^2= 1350,52\text{N}$$

A partir de estos cálculos, se resumieron los parámetros a tener en cuenta para la construcción de las probetas fabricadas para esta investigación (Ver Tabla 13).

Tabla 13. *Resumen datos calculados de la geometría de las probetas*

| Material | Probeta | Área (mm ²) | Área equivalente (mm ²) | % Porosidad | Fuerza Esperada de Fluencia(N) |
|----------|---------|-------------------------|-------------------------------------|-------------|--------------------------------|
| PLA | 1 | 91,35 | 45,67 | 50 | 2740,50 |
| | 2 | 91,35 | 30,14 | 67 | 1808,73 |
| ABS | 1 | 91,35 | 45,67 | 50 | 1941,19 – 2046,24* |
| | 2 | 91,35 | 30,14 | 67 | 1281,18 – 1350,52* |

*Valores teóricos obtenidos, de acuerdo al rango de esfuerzo de fluencia reportado en la Tabla 5, para las propiedades físicas del material ABS

Al igual que en la revisión bibliográfica del numeral 2.3, los resultados de esta predicción teórica, muestran que el porcentaje de porosidad se encuentra altamente relacionado con la capacidad para soportar la carga de los especímenes y que al existir una mayor área de material se puede distribuir de una mejor manera el total del esfuerzo. Además, teóricamente, el PLA resulta tener mayor capacidad para soportar cargas altas comparando con el ABS, al presentar mayor esfuerzo de fluencia.

4.2 DISEÑO EXPERIMENTAL PARA LA IMPRESIÓN DE *SCAFFOLDS*

El programa utilizado para aplicar el diseño estadístico fue *Minitab 17*³. Se realizó un diseño factorial de media fracción, resolución tipo IV, sin repetibilidad; con dieciséis probetas en total (ocho de PLA y ocho de ABS); las cuales resultaron de la combinación de cuatro parámetros de diseño: (*e*) espesor de capa, (*p*) porosidad, (*c*) contornos, con dos niveles posibles para cada uno (Ver Tabla 14).

³Proveedor: Minitab Inc., State College, Pennsylvania, EE.UU

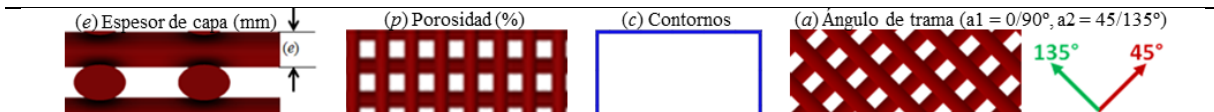
Tabla 14. *Parámetros y niveles simples, utilizados en el programa estadístico Minitab*

| Parámetro de impresión | Nivel mínimo | Nivel máximo |
|----------------------------|--------------|--------------|
| Espesor de capa (e) mm | 0.2 | 0.3 |
| Porosidad (p) % | 50 | 67 |
| Contorno (c) | 0 | 2 |
| Ángulo de trama (a) ° | 0 – 90 | 45 – 135 |

Para efectos del análisis de resultados, cada probeta se identificó con una letra como se muestra en la Tabla 15.

Tabla 15. *Diseño factorial de media fracción (16 probetas)*

| Parámetro de Diseño | Probetas en PLA | | | | | | | |
|---------------------|-----------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| | A | C | D | F | G | H | J | K |
| (e) | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 |
| (p) | 50 | 50 | 50 | 50 | 67 | 67 | 67 | 67 |
| (c) | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 2 | 2 |
| (a) | a2 | a1 | a2 | a1 | a1 | a2 | a1 | a2 |
| | Probetas en ABS | | | | | | | |
| | N | O | Q | R | T | U | W | X |
| (e) | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 |
| (p) | 50 | 50 | 50 | 50 | 67 | 67 | 67 | 67 |
| (c) | 0 | 0 | 2 | 2 | 0 | 0 | 2 | 2 |
| (a) | a2 | a1 | a2 | a1 | a2 | a1 | a2 | a1 |



Fuente: Autores

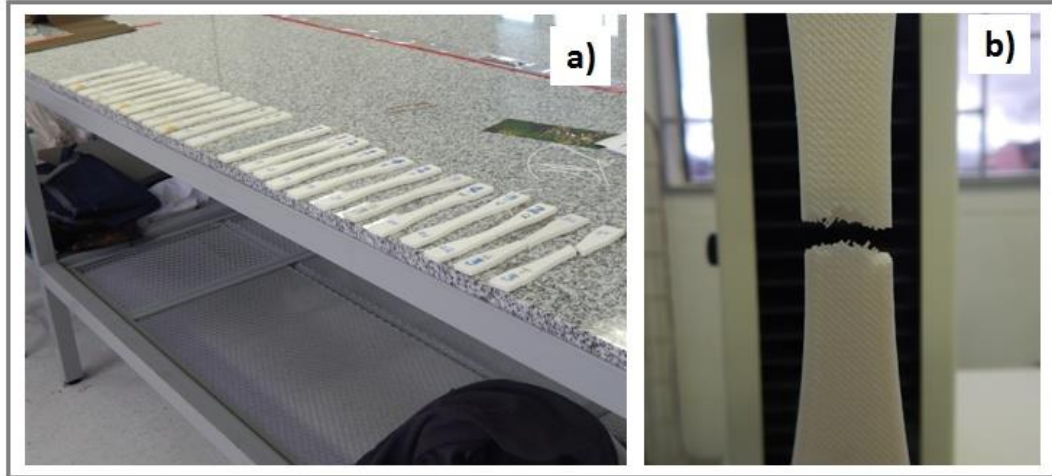
Cada una de las combinaciones del diseño factorial de media fracción, obtenidas en el programa estadístico *Minitab 17*, se transfirieron al software de corte (*silicing*) *Kisslicer*® y se fabricaron las 16 probetas en la impresora 3D, modelo BGC E6 de la empresa colombiana Voxel C&T, como se mostró en numeral 3.3.

4.3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN DE LA EXPERIMENTACIÓN

De acuerdo a la información obtenida en la revisión bibliográfica sobre los avances para la impresión de *Scaffolds* en 3D y con el objetivo de caracterizar las propiedades mecánicas de las estructuras porosas fabricadas en los materiales plásticos PLA y ABS; se realizaron según la norma ASTM D638-10 para materiales plásticos, ensayos de tracción a las probetas obtenidas (Ver Figura 33), usando una máquina Tinius Olsen, modelo H5KT (Ver Figura 34) con las especificaciones presentadas en la Tabla 16 y un ensayo de dureza

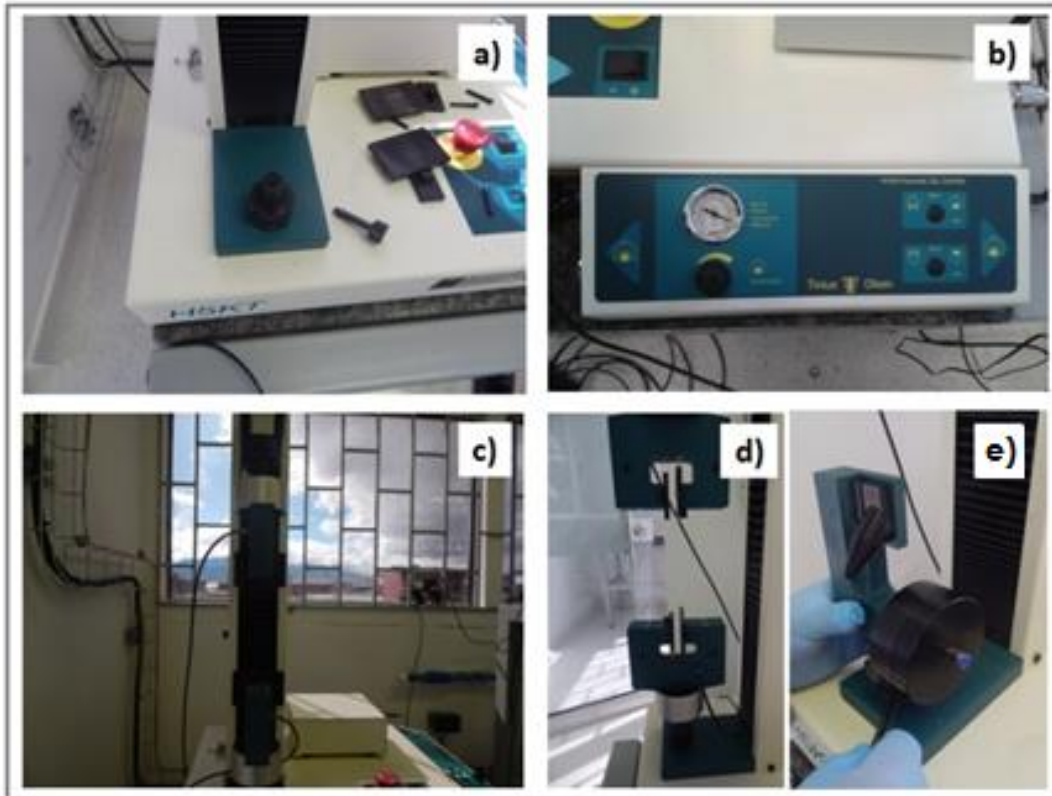
utilizando un durómetro portátil Mitutoyo, modelo HARDMATIC” HH-411 (Ver Figura 35), con las especificaciones de la Tabla 17.

Figura 33. Ensayos de tracción



Nota: a) Probetas después del ensayo de tracción; b) Ejemplo de falla de probeta, material ABS

Figura 34. Máquina de ensayos, universal para plásticos H5KT, del SENA



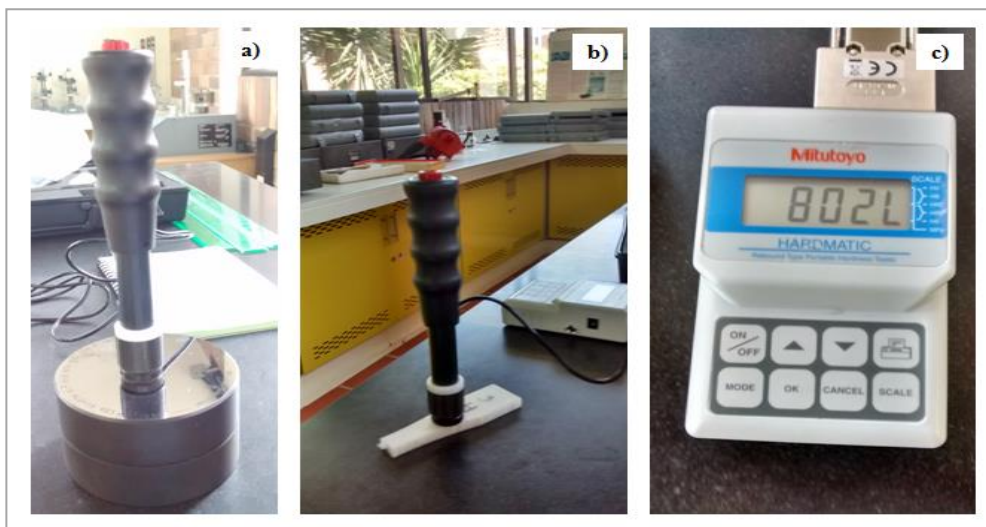
Nota: Fotografías a) y c) Máquina de ensayos H5KT sin mordazas; b) Panel de control neumático; d) Mordazas planas para probetas y e) Mordazas para filamentos. Fuente: Autores

Tabla 16. Especificaciones técnicas - máquina de ensayos universal para plásticos

| | | | |
|---|--|----------|------------------------|
| Fabricante | Tinius Olsen | País | USA |
| Página web | www.TiniusOlsen.com | Teléfono | (215) 675-7100 |
| Modelo | H5K | Serie | T |
| Capacidad | 1000 5 500 | | Lbf kN kg |
| Diámetro máximo del espécimen | 8 200 | | In Mm |
| Celdas de carga | 5kN, 2,5kN, 1kN, 500N, 250N, 100N, 50N, 10N, 5N | | |
| Recorrido máximo cruceta (sin mordazas) | 30 750 | | In Mm |
| Rango de velocidad de pruebas | 0,00004 - 60 hasta 200 0,00004 - 20 hasta 1000 0,001 - 1500 hasta 1kN 0,001 - 500 hasta 5kN | | Lbf lbf kN kN |
| Velocidad fija | 0,00004 - 40 0,001 - 1000 | | in/min mm/min |
| Velocidad de retorno | 0,00004 - 60 0,001 - 1500 | | in/min mm/min |
| Dimensiones (Alto x Ancho x Largo) | 45 x 19 x 18 1140 x 490 x 450 mm | | In Mm |
| Peso | 110 lb 50 kg | | Lb Kg |
| Precisión en la medición de carga | +/- 0,5% de la carga aplicada desde 2% a 100% | | |
| Precisión en la medida de posición | +/- 0,01% de la lectura o de 0,001 mm | | |
| Precisión de la velocidad | +/- 0,005% de la velocidad establecida | | |
| Rango de temperatura de operación | 32 - 100 °F (0 - 38°C) | | |
| Temperatura de almacenaje | 14 - 115 °F (-10 - 45 °C) | | |
| Rango de humedad | 10% - 90% sin condensación | | |
| Potencia | 220/240VAC 50-60 Hz 2000W | | |

Fuente: Tinius Olsen Company (2008)

Figura 35. Equipo de medición de dureza Mitutoyo, “HARDMATIC” HH-411



Fotografías a) durómetro portátil b) Detector c) Monitor. Fuente: Autores

Tabla 17. Especificaciones técnicas - Durómetro Mitutoyo, "HARDMATIC" HH-411

| | | | |
|-------------------------|--|----------------------|----------------|
| Fabricante | Mitutoyo Corporation | País | USA |
| Página web | www.mitutoyosudamerica.com/ | Teléfono | 1-888-648-8869 |
| Modelo | HH-411 | Serie | 810-283-01 |
| Valor de dureza | Dureza L (Leeb) | | |
| Cuerpo de impacto | Metal duro | | |
| Funciones | Rango de conversión | | |
| | Rockwell C | 19.3 HRC – 68.2 HRC | |
| | Rockwell B | 13.5 HRB – 101.7 HRB | |
| | Vickers | 43 HV – 950 HV | |
| | Shore | 13.2 HS – 99.3 HS | |
| | Resistencia a la tracción | 499 – 1996 MPa | |
| | Brinell | 20 – 894 HB | |
| | Compensación automática de dirección de impacto, evaluación de tolerancias, valores Offset, almacén de memoria de 1800 datos, análisis estadístico (valor medio, valor máx., valor mín., desviación estándar), contador interno para registro de ensayos efectuados. | | |
| Salida de datos | RS-232 C / DIGIMATIC | | |
| Alimentación de tensión | Adaptador AC ó batería LR6 (2 unidades) | | |
| Dimensiones | Ø 28 x 175 mm (unidad de medición) / 70 x 110 x 35 mm (unidad de indicación) | | |
| Peso | 120 gr (unidad de medición) / 200 gr (unidad de indicación) | | |

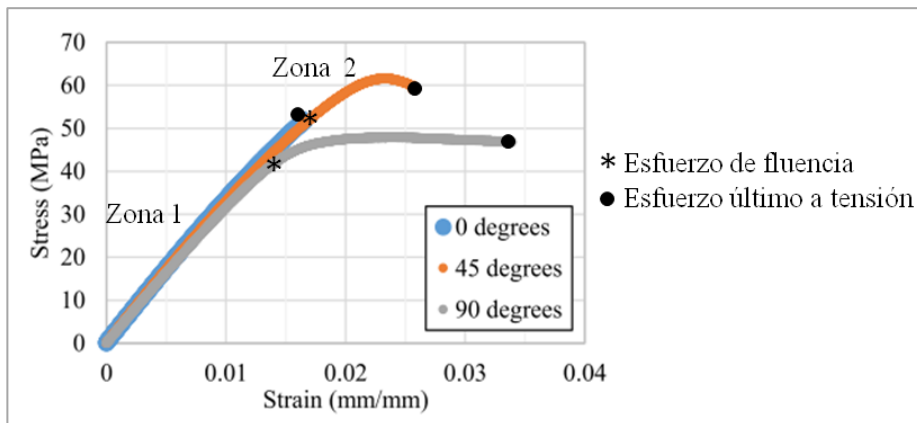
Fuente: Mitutoyo America Corporation(2015)

A continuación se presentan los resultados obtenidos:

4.3.1 Curvas de esfuerzo vs deformación

Con los resultados obtenidos en los ensayo de tensión, se generaron las curvas de esfuerzo vs deformación para cada una de las 16 probetas fabricadas (Ver Anexo B). Se observó que las probetas objeto de esta investigación, presentaron un comportamiento mecánico de tensión, similar a las curvas de esfuerzo vs deformación para estructuras en PLA (Ver Figura 36).

Figura 36. Curvas típicas de esfuerzo vs deformación para estructuras en PLA



Nota: Probetas impresas con 3 ángulos de trama (0,45 y 90°). Fuente: Adaptado de Letcher & Waytashek(2014)

Como se observa en la Figura 36, Letcher & Waytashek (2014) hallaron que en la curva de esfuerzo vs deformación para estructuras en PLA impresas en 3D con diferentes ángulos de trama, se identifican claramente 2 zonas: La zona 1 corresponde a la pendiente “*módulo de elasticidad*”; que se encuentra definida desde el punto de esfuerzo cero, hasta el esfuerzo de fluencia; en esta zona el material es capaz de recuperar su forma original una vez sea retirada la carga y donde su deformación es de tipo transitorio (entre mayor sea la pendiente mayor resistencia del material a la deformación). Una vez alcanzado el esfuerzo de fluencia, inicia la zona 2; que es la región en donde el material se comporta plásticamente; es decir, en la que presenta una deformación rápida como respuesta a un aumento en el esfuerzo. Por último, el punto donde el material no es capaz de soportar el esfuerzo producido por la aplicación de la carga y produce la rotura, se denomina “*esfuerzo último a tensión*” (Zein *et al.*, 2002).

En la

Figura 37, se muestran las curvas obtenidas en el presente trabajo de esfuerzo vs deformación de probetas impresas en PLA y ABS, comparando los parámetros de impresión: mínimos ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$) y en la Figura 38, se comparan los niveles máximos ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 45/35$). Se observó que los parámetros de diseño, influyeron en el comportamiento de las curvas de esfuerzo vs deformación de las probetas, más que el material plástico empleado.

Las probetas impresas con valores mínimos para los parámetros de diseño (C y O), presentaron un régimen de deformación más pronunciado y valores más altos de esfuerzo último a la tensión, respecto a las probetas impresas con los valores máximos para los parámetros de impresión (K y W); siendo la probeta C (material PLA), la que presentó mayor rigidez y resistencia a la tensión (esfuerzo último a la tensión).

Figura 37. Curvas de esfuerzo vs deformación de probetas diseñadas, con los niveles mínimos para los parámetros de impresión ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$)

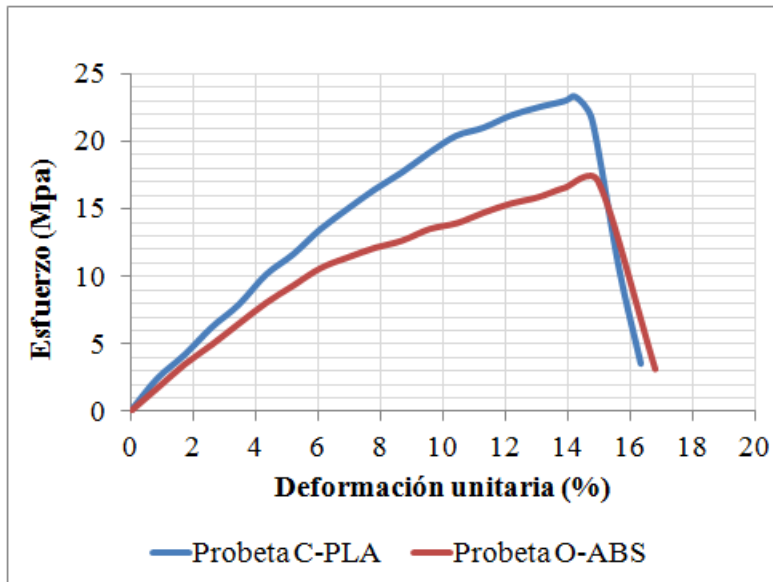
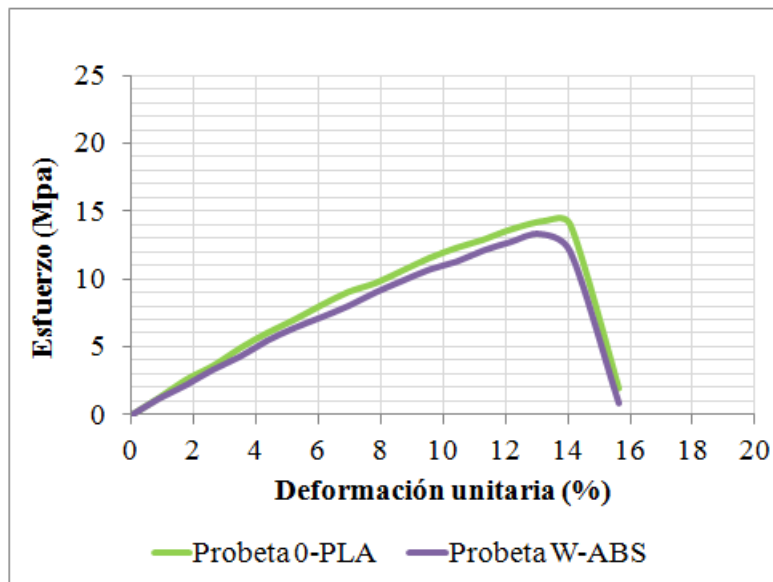


Figura 38. Curvas de esfuerzo vs deformación de probetas diseñadas, con los niveles máximos para los parámetros de impresión ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$)



4.3.2 Resultados de las propiedades mecánicas a tensión

Además de generar gráficas de esfuerzo vs deformación, se obtuvieron los valores de módulo de elasticidad, esfuerzo último a la tensión, % de elongación a la rotura y dureza para cada probeta (Ver Tabla 18).

Tabla 18. Resultados de ensayo de Tensión y Dureza en las 16 probetas impresas en 3D

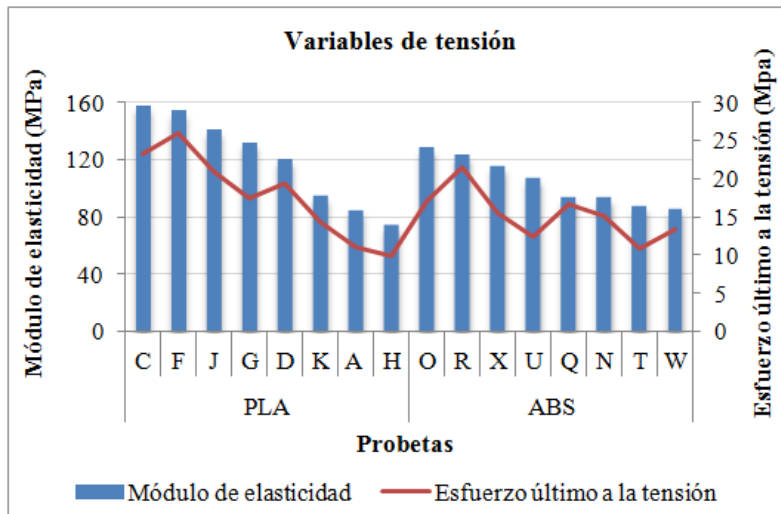
| Probeta | Parámetros de impresión | | | | Propiedades de Tensión y Dureza | | | | |
|---------|-------------------------|-----|-----|-----|---------------------------------|------------------------------------|----------------------------|---------------------|--------|
| | (e) | (p) | (c) | (a) | Módulo de elasticidad (MPa) | Esfuerzo último a la tensión (MPa) | Elongación a la rotura (%) | Dureza Vickers (HV) | |
| | mm | % | mm | ° | | | | | |
| PLA | A | 0,2 | 50 | 0 | 45-135 | 85,02 | 11,1 | 3,34 | 551,33 |
| | C | 0,2 | 50 | 0 | 0-90 | 158,34 | 23,3 | 14,26 | 550,67 |
| | D | 0,3 | 50 | 2 | 45-135 | 120,90 | 19,4 | 19,39 | 568,67 |
| | F | 0,3 | 50 | 2 | 0-90 | 154,44 | 26,0 | 17,04 | 525,33 |
| | G | 0,2 | 67 | 0 | 0-90 | 132,60 | 17,5 | 11,04 | 661,00 |
| | H | 0,2 | 67 | 0 | 45-135 | 74,20 | 10,0 | 10,70 | 817,00 |
| | J | 0,3 | 67 | 2 | 0-90 | 141,18 | 20,9 | 14,70 | 767,00 |
| | K | 0,3 | 67 | 2 | 45-135 | 95,16 | 14,3 | 13,30 | 761,33 |
| ABS | N | 0,2 | 50 | 0 | 45-135 | 93,60 | 15,1 | 13,04 | 619,00 |
| | O | 0,2 | 50 | 0 | 0-90 | 128,70 | 17,1 | 14,96 | 631,00 |
| | Q | 0,3 | 50 | 2 | 45-135 | 94,14 | 16,6 | 16,52 | 627,67 |
| | R | 0,3 | 50 | 2 | 0-90 | 123,88 | 21,4 | 19,13 | 614,00 |
| | T | 0,2 | 67 | 0 | 45-135 | 87,36 | 10,9 | 10,43 | 714,33 |
| | U | 0,2 | 67 | 0 | 0-90 | 107,64 | 12,4 | 8,96 | 725,33 |
| | W | 0,3 | 67 | 2 | 45-135 | 85,80 | 13,4 | 13,13 | 740,67 |
| | X | 0,3 | 67 | 2 | 0-90 | 116,03 | 15,5 | 11,91 | 722,00 |

Nota: (e) = espesor de capa; (p) = porosidad; (c) = contorno; (a) = ángulo de trama

Para el módulo de elasticidad (Ver Figura 39), las probetas C, F, J y G, diseñadas en PLA con ángulo de trama (a) de 0-90°, presentaron los valores más altos (158,34; 154,44; 141,18 y 132,6 MPa, respectivamente), indicando mayor rigidez de las estructuras porosas; mientras que las probetas de ABS T y W impresas con porosidad (p) 67% y ángulo de trama (a) 45-135° y las estructuras en PLA A y H diseñadas con espesor de capa (e) 0,2 y ángulo de trama (a) 45-135°, presentaron los valores más bajos (87,36, 85,80; 85,02 y 74,40; MPa respectivamente).

En cuanto al esfuerzo último a la tensión, se encontró que las probetas F, C en PLA y R en ABS (Ver Figura 39), diseñadas con porosidad (p) 50% y ángulo de trama de 0-90°, soportaron una mayor carga antes de presentar falla; en contraste a las probetas A, H en PLA y T en ABS, producidas con ángulo de trama de 45-135°; debido a que las fibras verticales en el primer caso, soportan la carga de forma paralela aumentando su resistencia. El máximo valor de esfuerzo último a la tensión (26,0 MPa), se registró en la probeta F ((e) 0,3; (p) 50%; (c) 2; (a) 0-90°) y la probeta que menos soportó la carga fue la H en material PLA ((e) 0,2; (p) 67%; (c) 0; (a) 45-135°), con un esfuerzo último a tensión de 10,0 MPa.

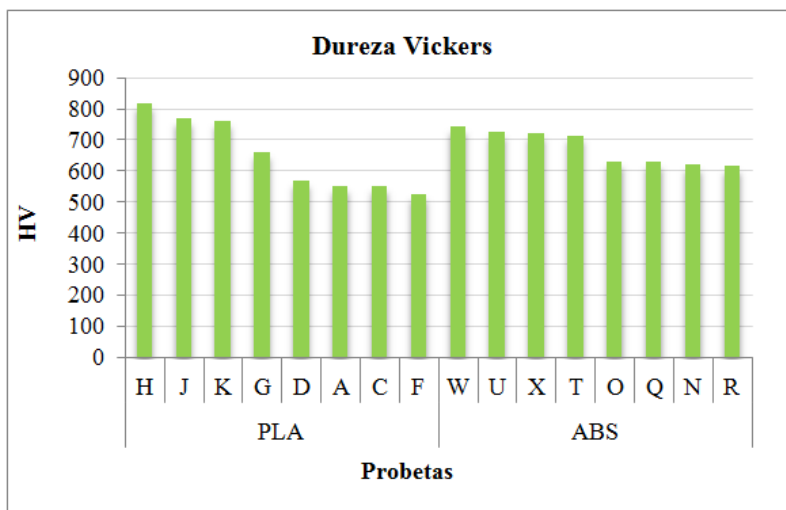
Figura 39. Propiedades mecánicas a tensión de las probetas obtenidas



Estos resultados evidenciaron mayor resistencia a la tensión de las estructuras fabricadas con PLA, tanto en la propiedad mecánica módulo de elasticidad como en el esfuerzo ultimo a la tensión, respecto a las estructuras de ABS; reafirmando los hallazgos encontrados en la predicción teórica, que indicaron mayor fuerza esperada de fluencia para las probetas fabricadas en PLA.

La mayor dureza vickers, registrada con el durómetro Mitutoyo HARDMATIC” HH-411 correspondió a la probeta H de PLA (817,0 HV), fabricada con un espesor de capa de 0,2 mm, 67% de porosidad y ángulo de trama de 45-135°; en contraste con la probeta F, fabricada con 0,3 mm de espesor de capa, 50% de porosidad y ángulo de trama de 0-90°, que presentó el menor valor de dureza (525,33 HV) (Figura 40).

Figura 40. Dureza de las probetas impresas en 3D



Los resultados de las propiedades mecánicas a la tensión obtenidos, se agruparon de acuerdo a los parámetros del diseño de cada probeta (Ver Tabla 19) y se analizaron estadísticamente.

Tabla 19. *Propiedades mecánicas a la tensión y dureza de las probetas obtenidas*

| Parámetro de diseño | | Módulo de elasticidad (MPa) | | Esfuerzo último a la tensión (Mpa) | | Dureza Vickers (HV) | |
|---------------------|--------------------------|-----------------------------|-----------------------|------------------------------------|---------------------|---------------------|-----------------------|
| Material PLA | Espesor de capa (mm) (e) | e= 0,2 116 ± 42 | e= 0,3 126 ± 26 | e= 0,2 17 ± 7 | e= 0,3 20 ± 6 | e= 0,2 684 ± 133 | e= 0,3 646 ± 121 |
| | Porosidad (%) (p) | p=50 108 ± 14 | p=67 115 ± 15 | p=50 14 ± 3 | p=67 17 ± 4 | p=50 672 ± 53 | p=67 677 ± 63 |
| | Contorno (c) | c=0 122 ± 19 | c=2 126 ± 32 | c=0 19 ± 7 | c=2 15 ± 5 | c=0 547 ± 22 | c=2 739 ± 78 |
| | Ángulo de trama (a) | 0 - 90° 111 ± 18 | 45 - 135° 120 ± 19 | 0 - 90° 18 ± 3 | 45 - 135° 13 ± 2 | 0 - 90° 623 ± 9 | 45 - 135° 728 ± 13 |
| Material ABS | Espesor de capa (mm) (e) | e= 0,2 116 ± 17 | e= 0,3 126 ± 26 | e= 0,2 17 ± 7 | e= 0,3 20 ± 6 | e= 0,2 684 ± 133 | e= 0,3 646 ± 121 |
| | Porosidad (%) (p) | p=50 108 ± 14 | p=67 115 ± 15 | p=50 14 ± 3 | p=67 17 ± 4 | p=50 672 ± 53 | p=67 677 ± 63 |
| | Contorno (c) | c=0 145 ± 22 | c=2 213 ± 120 | c=0 22 ± 4 | c=2 15 ± 5 | c=0 646 ± 121 | c=2 684 ± 133 |
| | Ángulo de trama (a) | 0 - 90° 118 ± 17 | 45 - 135° 108 ± 8 | 0 - 90° 17 ± 5 | 45 - 135° 14 ± 3 | 0 - 90° 670 ± 56 | 45 - 135° 680 ± 61 |

4.3.3 Modelado del comportamiento mecánico de las estructuras porosas

Se realizó un análisis de regresión múltiple (Ver Anexo C) para obtener las ecuaciones (Ver Tabla 20), que permitieron modelar el comportamiento mecánico de las probetas obtenidas en PLA y ABS; en función de los factores de diseño: espesor de capa, porosidad y ángulo de trama.

Tabla 20. *Modelos de regresión (propiedades mecánicas vs parámetros de impresión)*

| | Propiedad mecánicas | Ecuación de regresión | R ² |
|-----|---------------------------|---|----------------|
| PLA | Resistencia a la tracción | 8,43 + 47,2 Espesor de Capa – 25,19 Porosidad + 0,1824 Ángulo de Trama | 94,72% |
| | Módulo de elasticidad | 67,6 + 153,8 Espesor de Capa – 111,1 Porosidad + 1,174 Ángulo de Trama | 93,95% |
| | Dureza | 1094 + 106 Espesor de capa - 1192 Porosidad + 1,080 Ángulo de trama | 90,79% |
| ABS | Resistencia a la tracción | 19,77 + 28,38 Espesor de Capa – 26,46 Porosidad + 0,581 Ángulo de Trama | 95,28% |
| | Módulo de elasticidad | 97,2 + 6,4 Espesor de Capa – 64,0 Porosidad – 0,6408 Ángulo de Trama | 96,30% |
| | Dureza | 914,5 + 36,7 Espesor de capa - 603,9 Porosidad + 0,052 Ángulo de trama | 97,63% |

El programa estadístico omitió el parámetro “contorno”, debido a que su efecto sobre las propiedades mecánicas de las estructuras porosas analizadas, fue mínimo en comparación con los otros ((*e*), (*p*) y (*a*)).

Se determinó que los modelos obtenidos representan razonablemente la relación entre las propiedades mecánicas de tensión y dureza, y los parámetros utilizados para el diseño de las probetas; sin embargo, se puede anotar que los modelos que se ajustaron mejor a los datos obtenidos, correspondieron a las probetas fabricadas en material ABS, con coeficientes de determinación (R^2) más altos y cercanos a 100% (Ver Tabla 20).

También se realizó un análisis de regresión múltiple entre la dureza y las otras propiedades mecánicas de los materiales, para comprobar si se relacionaban entre sí (Ver Tabla 21 y Anexo D). Sin embargo, de acuerdo a los coeficientes de determinación (R^2), se concluyó que los modelos obtenidos no representan la relación entre las propiedades mecánicas de tensión y dureza.

Tabla 21. *Modelos de regresión (propiedades mecánicas)*

| | Propiedad mecánicas | Ecuación de regresión | R^2 |
|-----|---|--|--------|
| PLA | Dureza Vickers vs. Módulo de elasticidad | 859 – 1,74 Módulo de Elasticidad | 22,71% |
| | Dureza Vicekrs vs. Esfuerzo último a la tensión | 835 – 10,40 Resistencia a la Tensión | 25,71% |
| ABS | Dureza Vickers vs. Módulo de elasticidad | 868,9 – 12,72 Resistencia a la Tensión | 55,12% |
| | Dureza Vicekrs vs. Esfuerzo último a la tensión | 799 – 1,19 Módulo de Elasticidad | 12,91% |

4.3.4 Análisis estadístico

Con las ecuaciones de regresión obtenidas, se modelaron los datos registrados en los ensayos de tensión y dureza para las probetas de PLA y ABS (Ver Tabla 22).

Luego, se realizó una prueba de análisis de varianza (ANOVA) con nivel de significancia (α)= 0,05, para determinar si los parámetros usados en el diseño, influenciaron significativamente en la respuesta de las estructuras porosas a cada propiedad mecánica (módulo de elasticidad, esfuerzo último a la tensión y dureza).

Tabla 22. *Comportamiento mecánico experimental y modelado de las probetas fabricadas*

| | Probeta | Módulo de elasticidad (MPa) | | Esfuerzo último a la tensión (Mpa) | | Dureza Vickers (HV) | |
|--------------|---------|-----------------------------|----------|------------------------------------|----------|---------------------|----------|
| | | Experimental | Modelado | Experimental | Modelado | Experimental | Modelado |
| Material PLA | A | 85,02 | 95,64 | 11,11 | 13,48 | 551,33 | 567,80 |
| | C | 158,34 | 148,47 | 23,28 | 21,69 | 550,67 | 519,20 |
| | D | 120,90 | 111,02 | 19,44 | 18,20 | 568,67 | 578,40 |
| | F | 154,44 | 163,85 | 25,99 | 26,41 | 525,33 | 529,80 |
| | G | 132,60 | 129,58 | 17,46 | 17,41 | 661,00 | 721,84 |
| | H | 74,20 | 76,75 | 9,96 | 9,20 | 817,00 | 770,44 |

| | | | | | | | |
|--------------|---|--------|--------|-------|-------|--------|--------|
| | J | 141,18 | 144,96 | 20,94 | 22,13 | 767,00 | 732,44 |
| | K | 95,16 | 92,13 | 14,32 | 13,92 | 761,33 | 781,04 |
| Material ABS | N | 93,60 | 95,32 | 15,14 | 14,83 | 619,00 | 622,23 |
| | O | 128,70 | 124,15 | 17,05 | 17,45 | 631,00 | 624,57 |
| | Q | 94,14 | 95,96 | 16,58 | 17,67 | 627,67 | 625,90 |
| | R | 123,88 | 124,79 | 21,44 | 20,28 | 614,00 | 628,24 |
| | T | 87,36 | 106,20 | 10,91 | 19,33 | 714,33 | 724,89 |
| | U | 107,64 | 135,03 | 12,44 | 21,94 | 725,33 | 727,23 |
| | W | 85,80 | 106,84 | 13,36 | 22,17 | 740,67 | 728,56 |
| | X | 116,03 | 135,67 | 15,51 | 24,78 | 722,00 | 730,90 |

Los resultados de los ANOVA, se recopilaron en la Tabla 23 y Tabla 24.

Tabla 23. ANORVA para el comportamiento mecánico de las estructuras porosas en PLA

| a). ANOVA Módulo de elasticidad vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|---|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 6767,1 | 93,95% | 6767,1 | 2255,7 | 20,72 | 0,007** |
| Espesor | 1 | 473,2 | 6,57% | 473,2 | 473,2 | 4,35 | 0,105 |
| Porosidad | 1 | 713,8 | 9,91% | 713,8 | 713,8 | 6,56 | 0,063 |
| Ángulo trama | 1 | 5580,2 | 77,48% | 5580,2 | 5580,2 | 51,26 | 0,002** |
| Error | 4 | 435,4 | 6,05% | 435,4 | 108,9 | | |
| Total | 7 | 7202,5 | 100,00% | | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc. (2015)

| b). ANOVA Esfuerzo ultimo a la tensión vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|--|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 215,99 | 94,72% | 215,99 | 71,997 | 23,93 | 0,005** |
| Espesor | 1 | 44,57 | 19,55% | 44,57 | 55,573 | 14,82 | 0,018** |
| Porosidad | 1 | 36,67 | 16,08% | 36,67 | 36,670 | 12,19 | 0,025* |
| Ángulo trama | 1 | 134,75 | 59,09% | 134,75 | 137,749 | 44,79 | 0,003** |
| Error | 4 | 12,03 | 5,28% | 12,03 | 3,008 | | |
| Total | 7 | 228,03 | 100,0% | | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc. (2015)

| c) ANOVA Dureza vickers vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|---|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 87024,7 | 90,79% | 87024,7 | 29008,2 | 13,14 | 0,015* |
| Espesor | 1 | 224 | 0,23% | 224 | 224 | 0,1 | 0,766 |
| Porosidad | 1 | 82080 | 85,63% | 82080 | 82080 | 37,19 | 0,004** |
| Ángulo trama | 1 | 4720,7 | 4,92% | 4720,7 | 4720,7 | 2,14 | 0,217 |
| Error | 4 | 8827,8 | 9,21% | 8827,8 | 2207 | | |
| Total | 7 | 95852,5 | 100,00% | | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc.(2015)

Tabla 24. ANOVA para el comportamiento mecánico de las estructuras porosas en ABS

| a) ANOVA Módulo de elasticidad vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|--|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 1900,52 | 96,30% | 1900,52 | 633,51 | 34,71 | 0,003** |
| Espesor | 1 | 0,81 | 0,04% | 0,81 | 0,81 | 0,04 | 0,843 |
| Porosidad | 1 | 236,49 | 11,98% | 236,49 | 236,49 | 12,95 | 0,023* |
| Angulo trama | 1 | 1553,22 | 84,28% | 1663,22 | 1663,22 | 91,12 | 0,001** |
| Error | 4 | 73,01 | 3,70% | 73,01 | 18,25 | | |
| Total | 7 | 1973,53 | 100,00% | 1973,53 | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc.(2015)

| Esfuerzo ultimo a la tensión vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|--|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 70,228 | 95,28% | 70,228 | 23,4092 | 26,94 | 0,004** |
| Espesor de capa | 1 | 16,108 | 21,86% | 16,108 | 16,1080 | 18,54 | 0,013* |
| Porosidad | 1 | 40,461 | 54,90% | 40,461 | 40,4607 | 46,57 | 0,002** |
| Angulo de trama | 1 | 13,659 | 18,53% | 13,659 | 13,6588 | 15,72 | 0,017* |
| Error | 4 | 3,475 | 4,72% | 3,475 | 0,8688 | | |
| Total | 7 | 73,703 | 100,00% | | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc. (2015)

| Dureza vickers vs. Parámetros de impresión | | | | | | | |
|--|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
| Regresión | 3 | 21118,7 | 97,63% | 21118,7 | 7039,6 | 55 | 0,001** |
| Espesor de capa | 1 | 26,9 | 0,12% | 26,9 | 26,9 | 0,21 | 0,67 |
| Porosidad | 1 | 21080,9 | 97,46% | 21080,9 | 21080,9 | 164,71 | 0,000** |
| Angulo de trama | 1 | 10,9 | 0,05% | 10,9 | 10,9 | 0,09 | 0,785 |
| Error | 4 | 511,9 | 2,37% | 511,9 | 128 | | |
| Total | 7 | 21630,6 | 100,00% | | | | |

* Significativo ($\alpha=0.05$). ** Altamente significativo ($\alpha=0.01$). Fuente: Minitab Inc.(2015)

De acuerdo a los resultados de los ANOVA (Ver Tabla 23 y Tabla 24), se dedujo lo siguiente:

- El ángulo de trama, influyó de manera altamente significativa el módulo de elasticidad de las probetas impresas tanto en PLA ($P=0,002$) como en ABS ($P=0,001$); mientras que la porosidad solamente afectó esta propiedad mecánica, de manera significativa en las probetas impresas en material ABS. El ángulo de trama, influyó en mayor medida sobre esta variable para el material ABS (84,28%), respecto al material PLA (77,48%).

- Las probetas fabricadas en PLA y ABS con ángulos de trama de 0-90° presentaron mayor módulo de elasticidad y esfuerzo último a la tensión, respecto a las fabricadas con ángulo de trama de 45-135°. Esto se debió probablemente a la disposición de los filamentos y a la distribución de los esfuerzos sobre la estructura interior; en el primer caso ((α) = 0-90°), los filamentos ubicados en la misma dirección de la fuerza, mostraron un esfuerzo normal, aumentando su resistencia y capacidad para soportar carga; mientras que en el segundo caso ((α) = 45-135°), se presentaron esfuerzos cortantes sobre las fibras y uniones entre las mismas lo cual disminuye sustancialmente la capacidad de la estructura de soportar carga.
- Los tres parámetros de impresión utilizados tuvieron efecto sobre la variación del esfuerzo último a la tensión, afectando la capacidad de las estructuras porosas para soportar una carga antes de presentar falla. Para el caso del material PLA, el ángulo de trama tuvo el mayor porcentaje de influencia (59,09%), seguido del espesor de capa (19,55%) y de la porosidad (16,08%). Mientras que para el material ABS, la porosidad influyó en mayor medida (54,90%), seguida del espesor de capa (21,86%) y del ángulo de trama (18,53%).
- La porosidad es el único parámetro de fabricación que marca una diferencia importante en la dureza de los materiales. Para el caso del ABS, la porosidad influyó en el 97,46% en esta variable, con una diferencia estadística altamente significativa ($P = 0,000$), mientras que para el material PLA, afectó de manera significativa ($P = 0,004$) en 85,63%. Esto seguramente ocurre, porque a mayor área compacta, es decir menor espacio vacío, mayor será la oposición del material a ser rayado o penetrado por otro cuerpo.
- El ángulo de trama como parámetro de impresión para las probetas de PLA, influyó de manera altamente significativa sobre el módulo de elasticidad ($P = 0,002$) y el esfuerzo último a la tensión de este material ($P = 0,003$). A su vez, la porosidad afectó el esfuerzo último a la tensión y la dureza del PLA, con niveles de significancia estadística de $P = 0,025$ y $P = 0,004$, respectivamente.
- La modificación del ángulo de trama tuvo efecto sobre el módulo de elasticidad y sobre el esfuerzo último a la tensión. Se evidenció que el cambio en la porosidad influyó sobre el esfuerzo último a la tensión y dureza de las estructuras porosas en PLA y ABS. Por otro lado, el espesor de capa solo influyó sobre el esfuerzo último a la tensión de las estructuras porosas en ambos materiales.

Después de realizar un exhaustivo análisis estadístico de los resultados del ensayo de tracción mediante análisis de la varianza (ANOVA), se identificaron los parámetros y las interacciones entre ellos que mejoraron las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en cada material evaluado.

4.3.5 Efectos principales de los factores de diseño, sobre las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en PLA

Las probetas con ángulo de trama de 0-90° (Ver Figura 41 b y c), porosidad del 50% (Ver Figura 41 a y b), y espesor de capa de 0,3mm (Ver Figura 41 c), alcanzaron los valores más altos de módulo de elasticidad (de 130 a 160 MPa).

Tal y como se esperaba, los mismos parámetros de diseño que aumentaron el módulo de elasticidad (α)= 0-90°, (p) = 50% y (e) = 0,3 mm), también aumentaron el esfuerzo último a la tensión de las estructuras porosas (Ver Figura 42 a, b y c). Todas las configuraciones de estructuras porosas realizadas en PLA se encontraron dentro del rango de esfuerzo último a la tensión reportado por Cano *et al.* (2007) para el hueso trabecular (8-50Mpa).

En cuanto a la dureza del material PLA, se dedujo que al fabricar las probetas con 50% de porosidad, se minimiza la dureza de las estructuras porosas (entre 500-600 HV). De acuerdo a las gráficas de superficie (Ver Figura 43 a y b), se evidencia que los parámetros espesor de capa y ángulo de trama no generan cambios importantes en la dureza del material PLA y en contraste, las estructuras porosas fabricadas en PLA con porosidad de 67% y espesor de capa de 0,3mm, presentaron los mayores valores(Ver Figura 43 a) para esta propiedad (entre 700 y 800 HV).

Figura 41. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el módulo de elasticidad del material poroso PLA

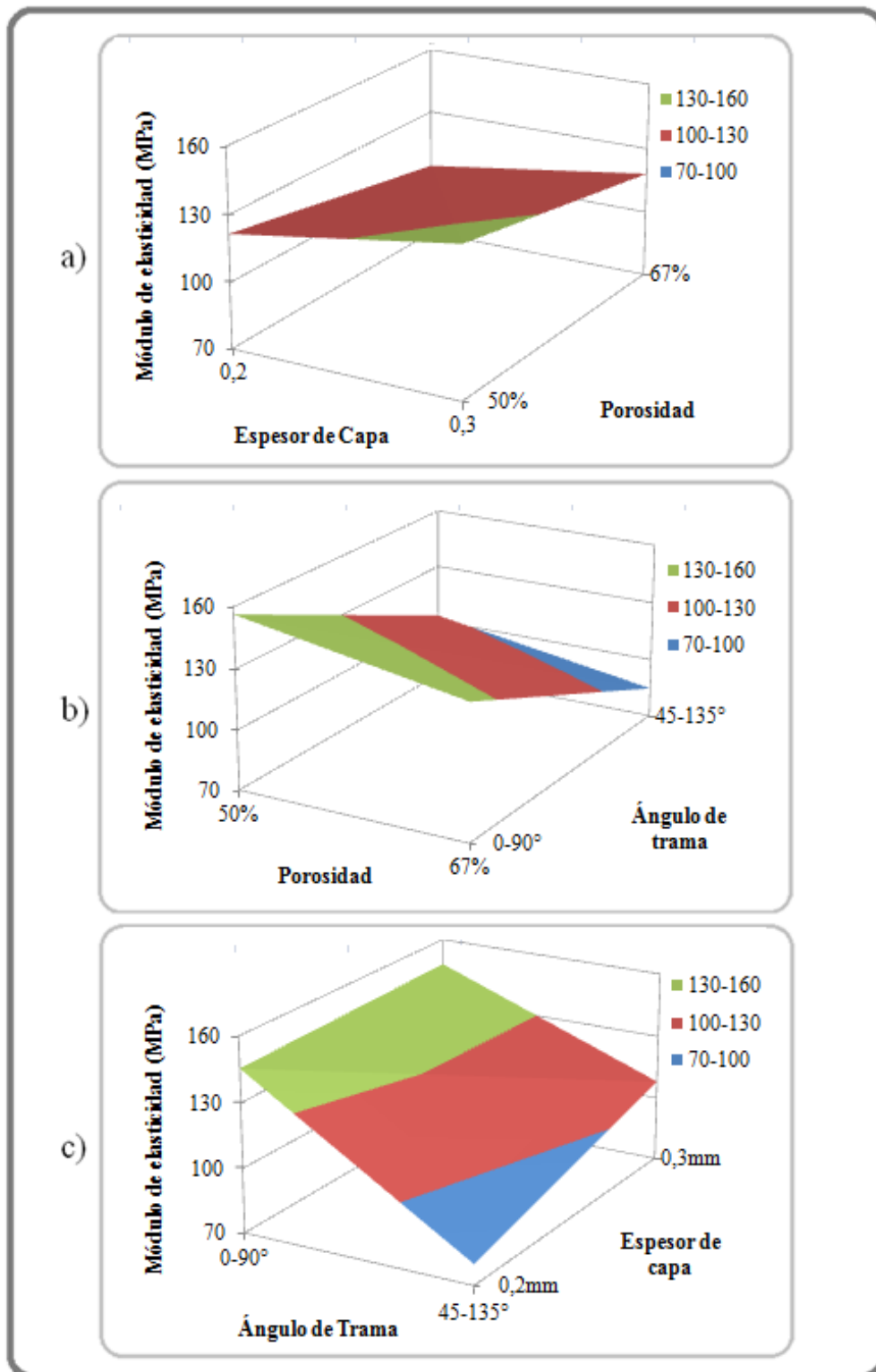


Figura 42. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el esfuerzo último a la tensión del material poroso PLA

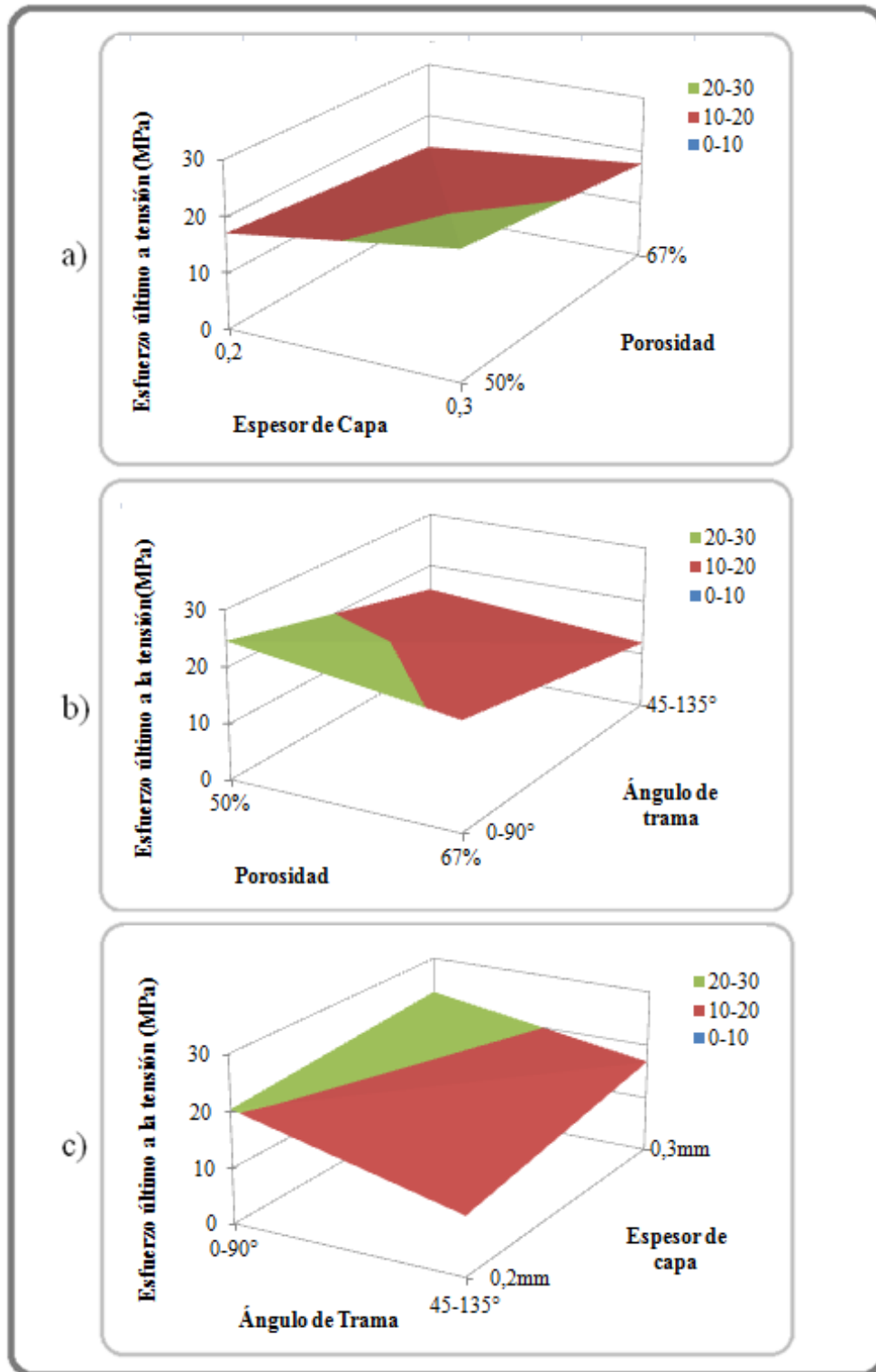
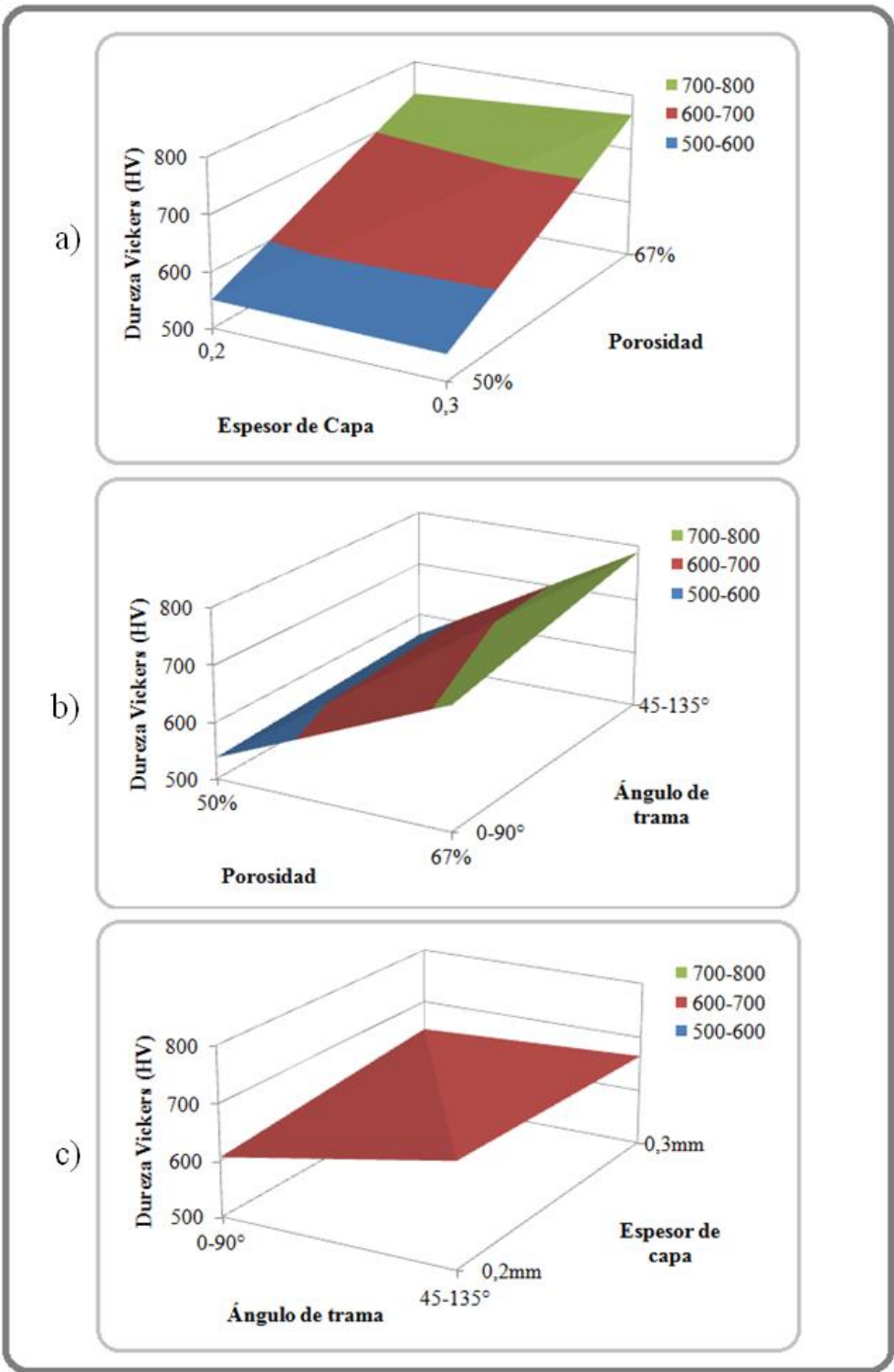


Figura 43. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre la dureza del material poroso PLA



4.3.6 Efectos principales de los factores de diseño, sobre las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en ABS

Con los resultados obtenidos en los ensayos de tracción, fue posible evidenciar que los parámetros de tensión y dureza del material ABS se afectan en mayor medida por el porcentaje de porosidad, seguido por el ángulo de trama de la impresión 3D y el espesor de capa; sin embargo, se observó que este material plástico, presentó los menores valores para cada una de las propiedades mecánicas evaluadas.

Como es posible observar en la Figura 44 b, los valores más altos de módulo de elasticidad presentados por este material (entre 100-130 MPa), se alcanzaron con una configuración de 0-90° ángulo de trama y 50% de porosidad. También se observó que el espesor de capa no influyó en el resultado del módulo de elasticidad para este material (Ver Figura 44 a y c).

Los mayores valores registrados para el esfuerzo último a la tensión en el material ABS se encontraron entre 10 y 20 MPa, sin embargo, los valores más cercanos a 20 MPa, fueron promovidos por la siguiente configuración de parámetros de impresión: en primer instancia por el 50% de porosidad (Ver Figura 45 a y b), seguido del espesor de capa 0,3mm (Ver Figura 45 a y c) y del ángulo de trama de 0-90°, (Ver Figura 45 b y c). En contraste con el material PLA, el porcentaje de porosidad fue el parámetro que más influyó y el ángulo de trama fue el que menos influyó en la resistencia a la tensión de las estructuras porosas en ABS.

Por último, se evidenció una vez más que las menores durezas (entre 500-600 HV)(Ver Figura 46 a y b), se debieron al menor porcentaje de porosidad utilizado en su impresión ($p= 50\%$) y los parámetros de diseño que promovieron los mayores valores de dureza (entre 700-800 HV) de las estructuras porosas en ABS, fueron: (e) = 0,3mm, (p) = 67% y (a) = 0-90° y 45-135° (Ver Figura 46 a y c).

Figura 44. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el módulo de elasticidad del material poroso ABS

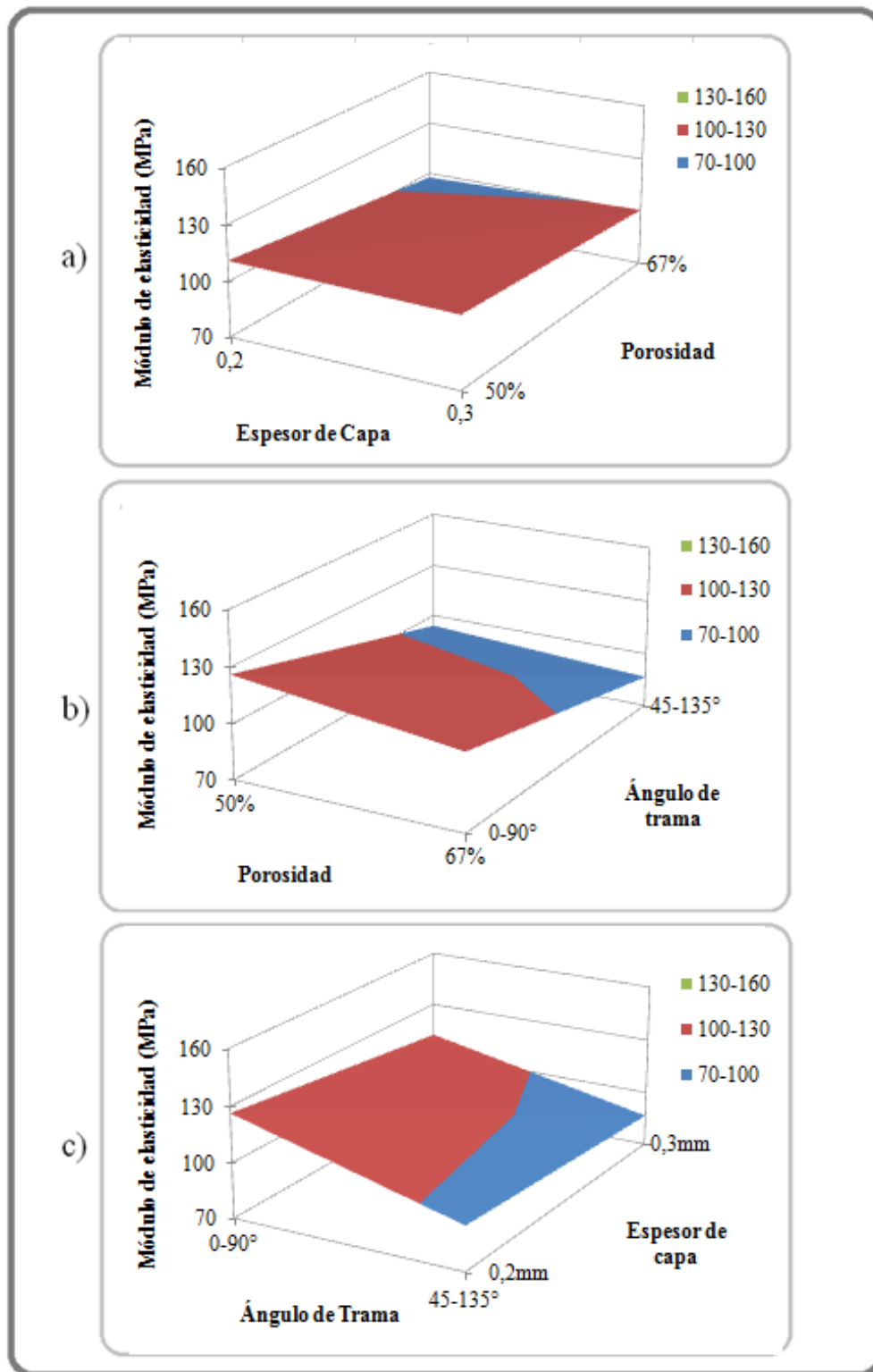


Figura 45. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre el esfuerzo último a la tensión del material poroso ABS

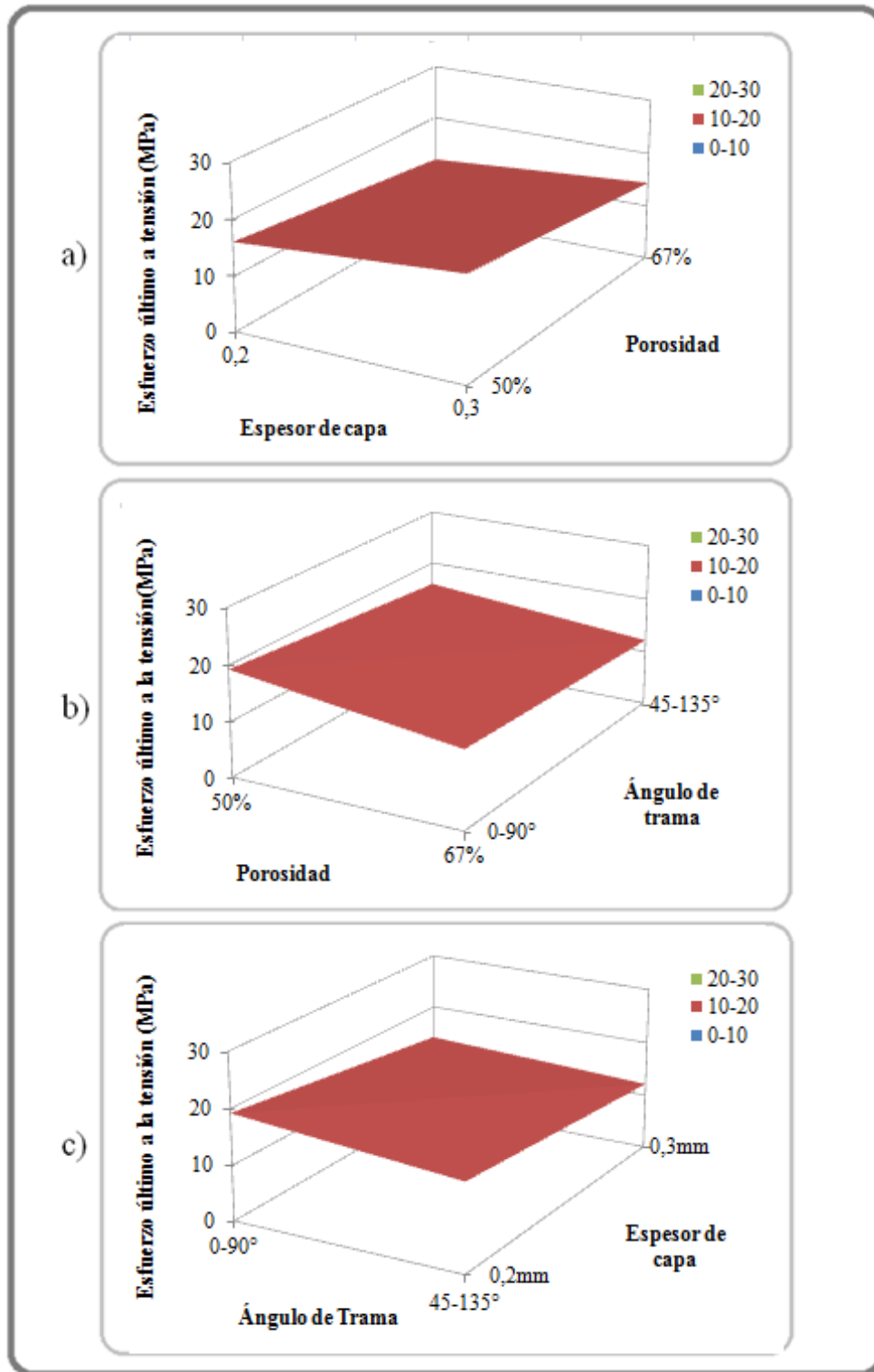
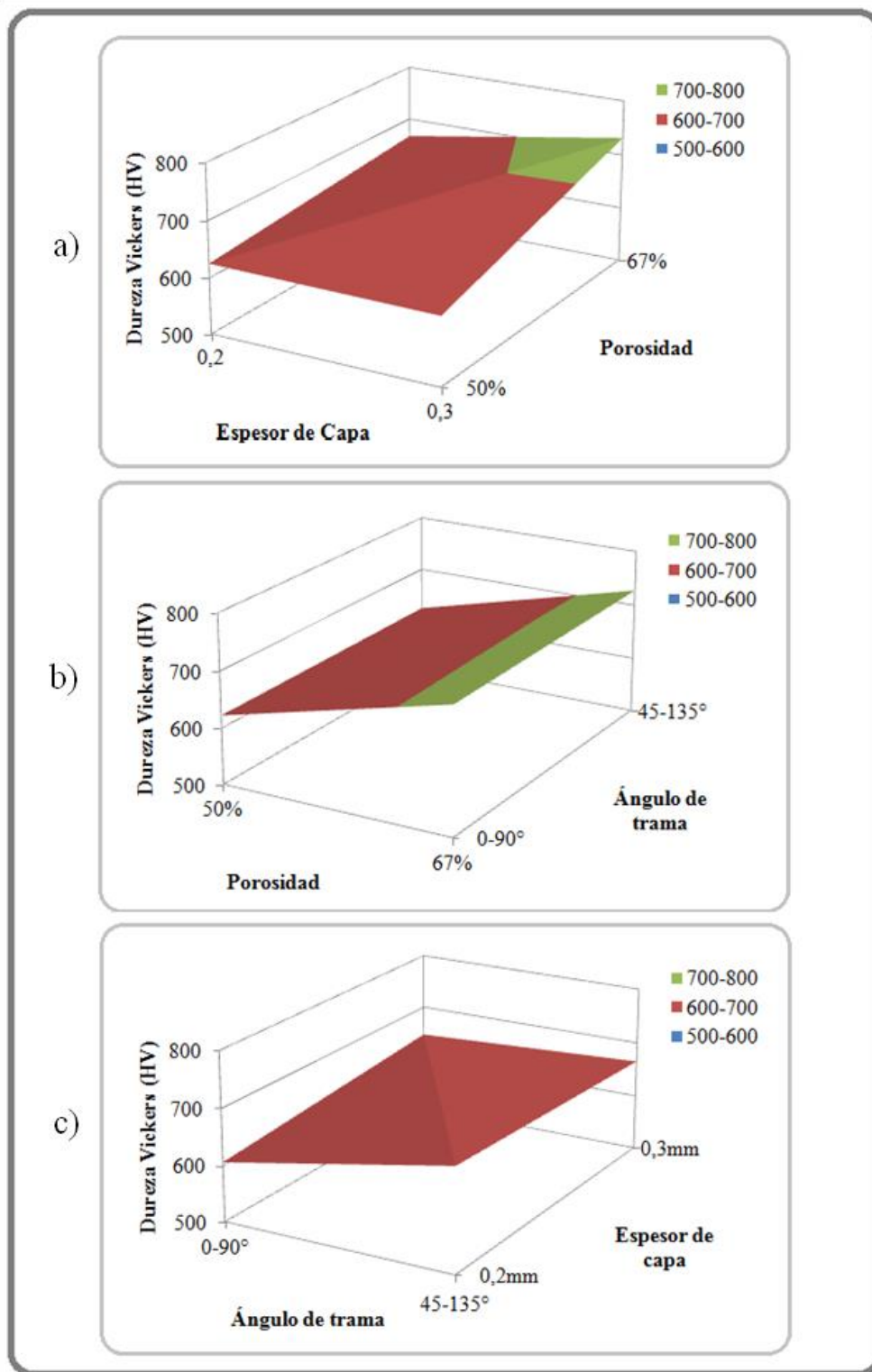


Figura 46. Efectos principales de los parámetros de diseño sobre la dureza del material poroso ABS



4.4 ANÁLISIS MORFOLÓGICO

Se realizó una evaluación morfológica de dos probetas impresas en material PLA cristalino con dos configuraciones de impresión (probeta C: $(p)=50\%$, $(e)=0,2\text{mm}$, $(a)=90^\circ$ y probeta J: $(p)=67\%$, $(e)=0,3\text{mm}$, $(a)=90^\circ$), utilizando un microscopio digital AM413TL (Ver Figura 47), de la empresa Big Cath™ (Ver Tabla 25); con el fin de medir el espacio entre filamentos, ancho de filamentos y espesor de capa real de las estructuras y de esta manera verificar la fiabilidad de la impresora 3D utilizada durante el presente trabajo.

Figura 47. Microscopio digital AM413TL



Nota: Fotografía del microscopio. Fuente: Autores

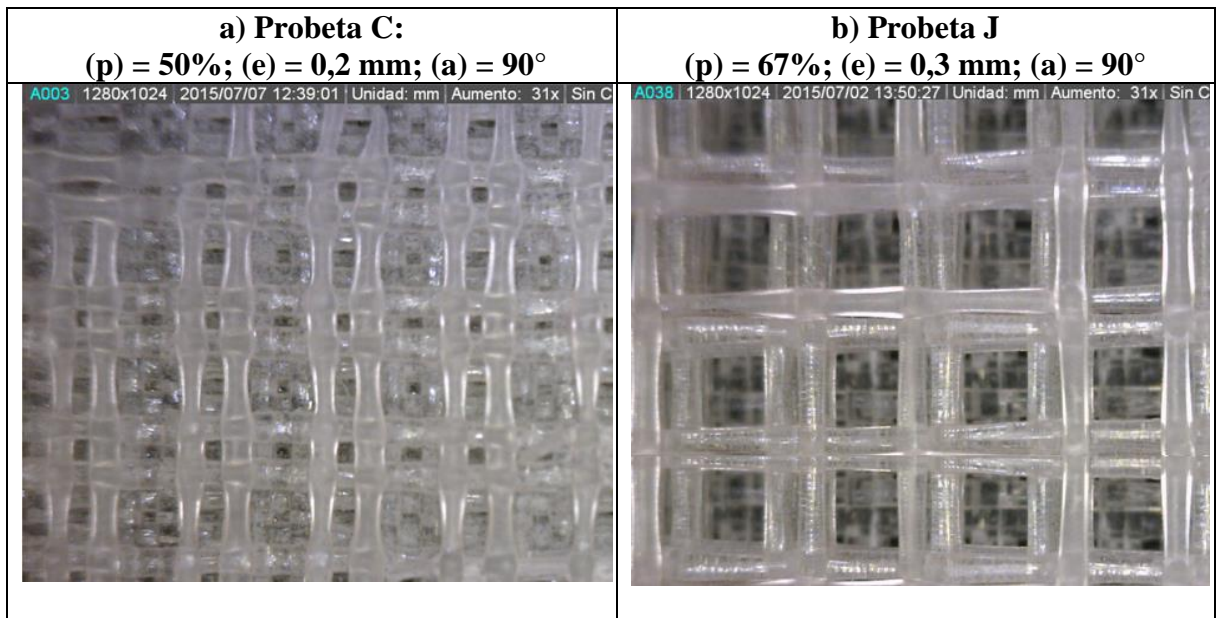
Tabla 25. Especificaciones técnicas del microscopio digital empleado para el análisis morfológico de las probetas

| | | | |
|-------------------------------------|--|----------|----------------|
| Fabricante | Big C | País | USA |
| Página web | www.dinolite.us | Teléfono | (888) 668-2442 |
| Dirección | 20655 S Western Suite 116, Torrance, CA 90501 | Modelo | AM413TL |
| Resolución | 1,3 Mega píxeles (1280x1024 píxeles) | | |
| Aumento | 10X a 92X | | |
| Interfaz | USB 2.0, Transmisión USB de alta velocidad | | |
| Numero de LED's | 8 | | |
| LED de encendido/apagado conmutable | X | | |
| Color LED | Blanco | | |
| Material | Compuesto | | |
| Salida | Imagen y video | | |
| Velocidad de Fotogramas de Video | Mas de 30 fotogramas por segundo, 15 fps a 1,3M | | |
| Medición | Line, Radio, Circulo, Circulo de 3 puntos, etc | | |
| Calibración | X | | |
| Compatibilidad | Windows XP, Vista, 7 y Mac OS | | |
| Software | Windows: Dino Capture, Mac: DinoXCope | | |

Para el cálculo teórico de las distancias entre filamentos de las probetas, se asumió que la impresora depositaba los filamentos de manera equidistante; sin embargo, el análisis morfológico realizado con el microscopio mediante fotografías superiores y laterales de las dos probetas, evidenció que la impresora realmente depositó filamentos con dos distancias diferentes entre filamentos (Ver Figura 48 y Figura 49).

En las micrografías tomadas desde la parte superior (Ver Figura 48a y b), se pudo percibir la diferencia entre los patrones de impresión de las probetas analizadas con diferente porosidad (50 y 67%); sin embargo, la distancia entre filamentos y su disposición se pudo observar claramente en la vista lateral (Figura 49). Para el caso de la probeta C, con porosidad 50%, el valor calculado fue de 1 mm y las distancias fueron 1,017mm y 0,287mm (Ver Figura 49a). En contraste, las distancias reales entre filamentos de la probeta J con $(p) = 67\%$ fueron 1,017mm y 2,011mm (Ver Figura 49b) y la distancia calculada (1,73mm).

Figura 48. Vista superior probetas impresas en PLA. Zoom 31X

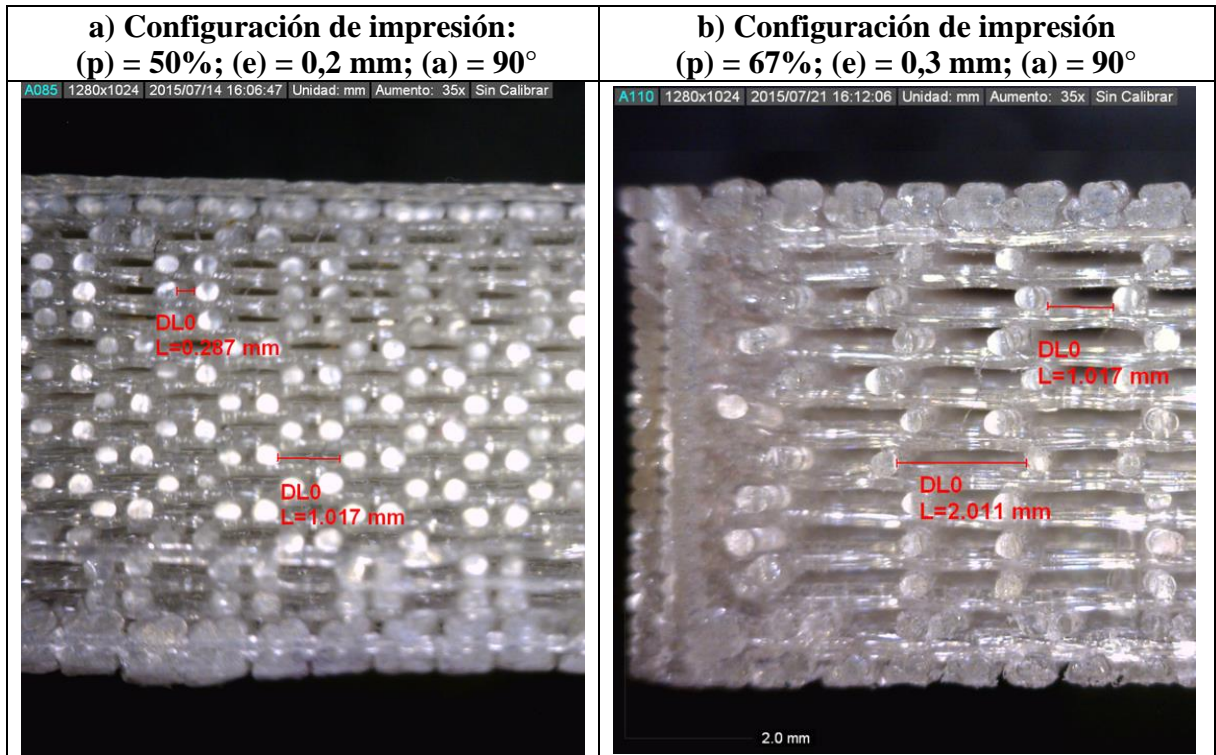


Fuente: Micrografías Autores

Tal y como se esperaba, en la probeta con 67% de porosidad se observó menor número de filamentos por capa y mayor espacio entre ellos, debido al menor porcentaje de relleno de la estructura; en contraste con la probeta de 50% de porosidad que presentó mayor cantidad de filamentos y menor espacio entre ellos (Ver Figura 49).

Se pudo observar que el patrón de impresión del *Skin Thickness* en la probeta C (primera y última capa impresa, (Ver Figura 49a), fue diferente al patrón de disposición de los filamentos del relleno de las probeta C y J.

Figura 49. Vista lateral. Espacio entre filamentos de las capas impresas de dos probetas en PLA, observado en el microscopio. Zoom 35X



Fuente: Micrografías Autores

El diámetro del filamento fue un valor constante establecido en el software *Kisslicer*[®], en la configuración de la impresión de las probetas, como valor máximo establecido por el diámetro de la boquilla de extrusión de la impresora 3D (0,43mm). En la observación de las probetas en el microscopio, se notó que las probetas analizadas, presentaron valores similares al valor constante definido para este parámetro (probeta C=0,449mm y probeta J=0,442mm) (Ver Figura 50a y Figura 50b).

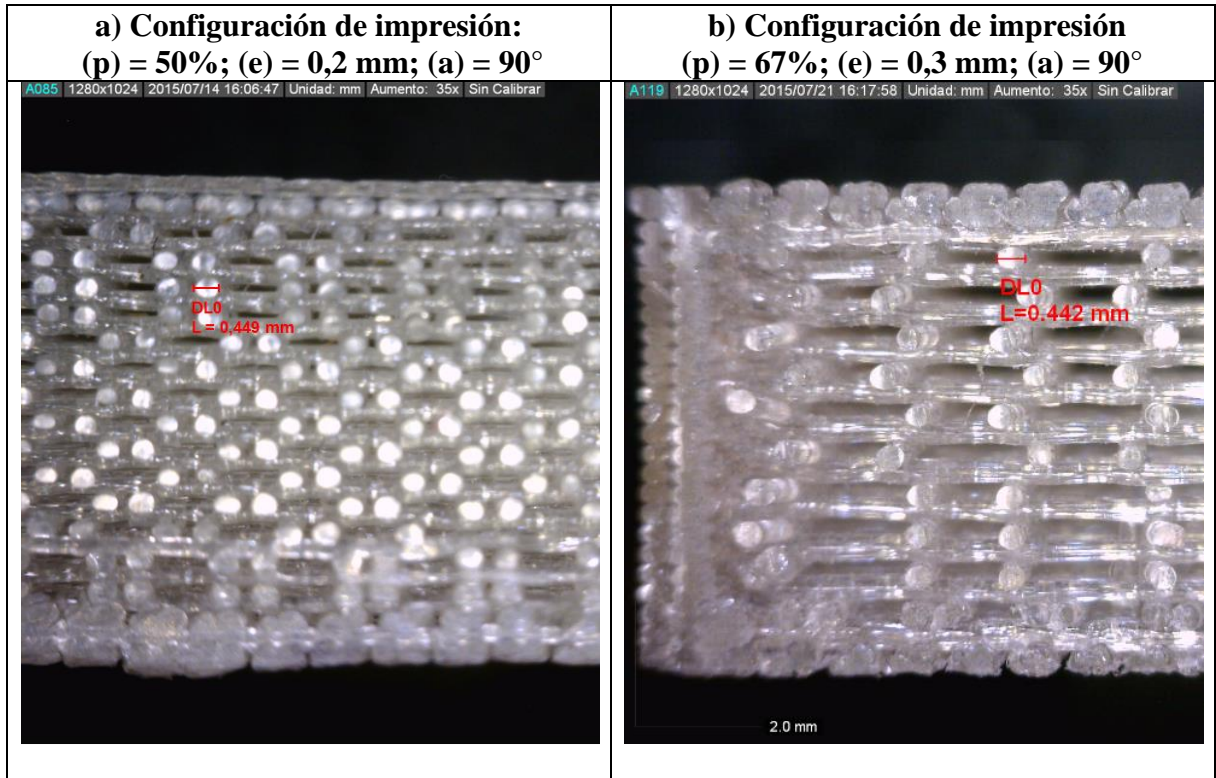
El Análisis morfológico realizado con el microscopio, evidenció, que el espesor de capa estuvo directamente relacionado con el ancho del filamento. Esto probablemente se debió a que para alcanzar un mayor espesor, la impresora aumentó el flujo de material y por consiguiente el ancho del filamento.

En la vista transversal de las probetas, se observó que el patrón de deposición de los filamentos realizado por la impresora 3D, varió de acuerdo a la porosidad (Ver Figura 50).

La probeta con configuración de impresión (p) = 50% presentó un patrón de impresión más alineado, respecto a la probeta con 67% de porosidad. Sin embargo, la probeta con menor porosidad (50%), mostró mayor deformación de los filamentos horizontales, posiblemente debido a la distribución de los apoyos que soportaron el peso de las capas superiores.

La deflexión de los filamentos longitudinales en la probeta J de porosidad 67% (Ver Figura 50b), se debió posiblemente a la mayor distancia entre filamentos y a la distribución de las capas subsiguientes.

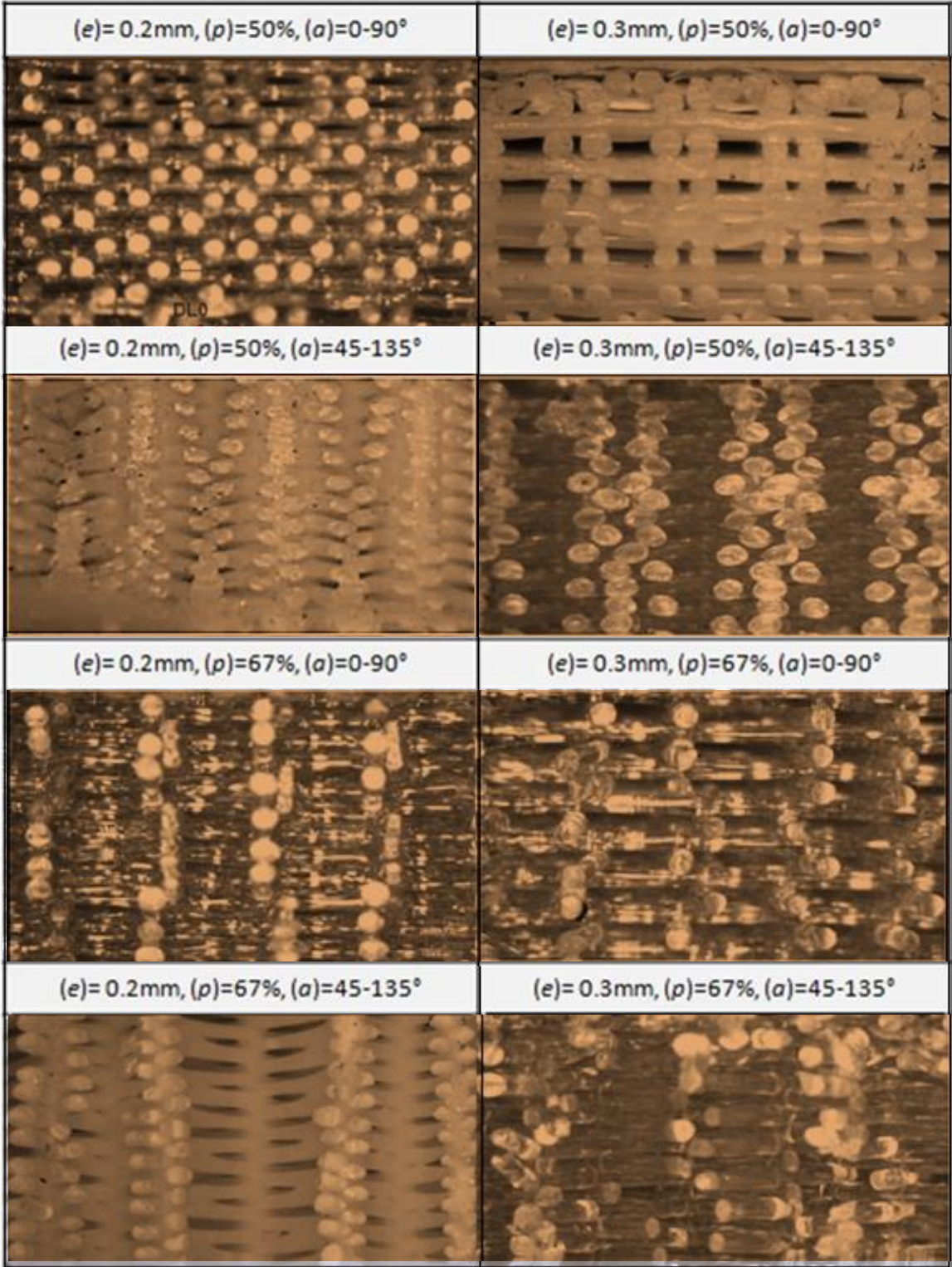
Figura 50. Vista transversal. Ancho de filamento de dos probetas impresas en PLA, observado en el microscopio. Zoom 35X



Fuente: Micrografías Autores

En la Figura 51, se pudo detallar la combinación de los tres parámetros de diseño (espesor de capa, porosidad y ángulo de trama) considerados para la impresión 3D de las estructuras porosas evaluadas.

Figura 51. Detalles morfológicos de las estructuras porosas impresas en 3D. Zoom 35X



Fuente: Micrografías Autores

4.5 CONCLUSIONES DEL CAPITULO

- Los resultados del ensayo de tracción comprobaron, que los rangos calculados teóricamente, predijeron de manera correcta la carga de falla para la estimación de las propiedades mecánicas de los materiales porosos evaluados.
- Cada uno de los parámetros de diseño utilizados para la impresión de las probetas de PLA y ABS, tuvieron influencia en por lo menos una de las propiedades de tensión y dureza evaluadas. Para el caso del material PLA, el ángulo de trama afectó el módulo de elasticidad y el esfuerzo último a la tensión; la porosidad tuvo efecto sobre el esfuerzo último a tensión y la dureza (a menor porosidad, menor dureza) y el espesor de capa influyó únicamente en el esfuerzo último a la tensión de las estructuras porosas.
- Se pudo apreciar que no existe relación entre la dureza y las otras propiedades mecánicas (módulo de elasticidad y esfuerzo ultimo a la tensión), de ambos materiales evaluados; lo cual indica que ninguna de las propiedades a tensión pueden ser modeladas a partir de la dureza y es necesario realizar ensayos de tipo destructivos (ensayo de tensión) para conocer los valores de cada propiedad.
- Los módulos de elasticidad de las probetas de ambos materiales evaluados (PLA y ABS), se encontraron dentro de los rangos reportados por Lakatos *et al.* (2014), para diferentes tipos de huesos trabeculares (1,1 – 2987,9 MPa).
- Los dos materiales evaluados (PLA y ABS) presentaron mayor resistencia a la tracción y menor dureza; a mayor espesor de capa (0,3mm), menor porosidad (50%) y menor ángulo de trama (0-90°). Este comportamiento probablemente fue causado por la acción combinada de los parámetros anteriormente mencionados; debido a que a mayor espesor de capa (mayor área de los filamentos) y menor porosidad se aumentó el área transversal que soportó la carga en cada uno de los materiales; además, el ángulo de trama (0-90°), permitió que los filamentos por su disposición, soportaran esfuerzos de tipo normal y como consecuencia aumentarían el esfuerzo último a la tensión de las estructuras porosas.
- Las propiedades de tensión obtenidas, demuestran que las estructuras porosas en ABS son menos rígidas, debido a que presentaron menor esfuerzo último a la tensión (resistencia a la tracción), respecto a las fabricadas con material PLA.
- Ambos materiales presentan propiedades de esfuerzo último a tensión (PLA de 9,96 a 25,99 MPa y ABS de 10,9 a 21,44MPa), dentro de los rangos reportados por Nordin& Frankel (2004) y Rincón Rincón et al. (2004), para los tejidos trabeculares de las estructuras óseas (8-50MPa), lo cual quiere decir, que podrían soportar cargas similares a la de los huesos, antes de sufrir fractura.

- Las gráficas de superficie realizadas permitieron evidenciar que la dureza para ambos materiales (PLA y ABS), presentaron un comportamiento diferente al esperado: a medida que se aumentó la porosidad (menor área compacta), se incrementó la dureza de las estructuras impresas. Se sugiere realizar futuras investigaciones para verificar este comportamiento atípico en las estructuras plásticas porosas, obtenidas mediante impresión 3D FDM.
- En el análisis morfológico, se evidenció que el espacio entre filamentos de las probetas con porosidad 50% y 67% no fue uniforme en cada una de las capas y se apreciaron dos valores, mostrando un patrón de impresión diferente al esperado (disposición de filamentos desiguales para el relleno).

5 SIMULACIÓN DEL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE LAS ESTRUCTURAS POROSAS EN PLA Y ABS, MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Con el fin de verificar si el comportamiento mecánico de las estructuras porosas mediante una simulación virtual, era similar al comportamiento mecánico real obtenido mediante los ensayos de tracción y dureza (Ver capítulo 4) de las estructuras porosas en PLA y ABS, se utilizó el método de simulación de elementos finitos (FEM).

5.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Esta herramienta (FEM) se trata de un método numérico basado en programación computacional, a través del cual es posible representar un proceso o estructura de manera digital en 3D y conocer anticipadamente la forma en que va a comportarse bajo condiciones reales y optimizar su diseño y fabricación, antes de producirlo. El método tiene como base la programación computacional que resuelve ecuaciones diferenciales parciales, dividiendo la estructura objeto de análisis, en una serie de pequeñas partes (elementos finitos) que cumplen ecuaciones iguales a las de la pieza completa, para generar un enmallado o discretización del mismo, reproduciendo a su vez sólidos de aspecto casi real o, en otros términos, una simulación numérica del objeto (Rojas Cruz, 2014).

El análisis de elementos finitos (FEM), se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se denomina discretización del modelo. Es por tanto una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos (Frías Valero, 2014).

Existen diferentes tipos de análisis de elementos finitos:

-Análisis no lineal: Según Systèmes & Corp. (2015), este análisis calcula los esfuerzos y las deformaciones de los modelos con las condiciones de materiales y carga más generales para: cargas dinámicas (dependientes del tiempo), grandes deformaciones de componentes y materiales no lineales, como el caucho o los metales que exceden el punto de elasticidad. El análisis no lineal permite obtener soluciones más exactas que el análisis lineal si se infringen los supuestos básicos de un análisis lineal. Si no se infringen estos supuestos, entonces los resultados de un análisis lineal y de uno no lineal serán los mismos. Los problemas no lineales pueden asociarse al comportamiento del material y a la geometría del modelo (Pezzotti & Antico, 2008).

-Análisis lineal: es aquel en donde se consideran que las cargas aplicadas y las limitaciones son estáticas. Según Baquero Rivera (2014), este tipo de análisis asume una relación lineal entre el esfuerzo y la deformación del material; asumiendo una rigidez constante; es decir que se espera que al aumentar la fuerza aplicada, el esfuerzo y la deformación aumenten proporcionalmente de acuerdo a la ley de Hooke.

Según Pezzotti & Antico (2008), las deformaciones y las fuerzas externas se relacionan entre sí mediante la rigidez y las relaciones constitutivas del elemento. Trabajando en

régimen elástico, las ecuaciones que definen el sistema pueden expresarse de forma matricial como se muestra a continuación:

$$[K] \cdot \{\delta\} = \{F\}$$

Dónde:

[K]: es la matriz rigidez del sistema

{ δ }: es el vector desplazamientos

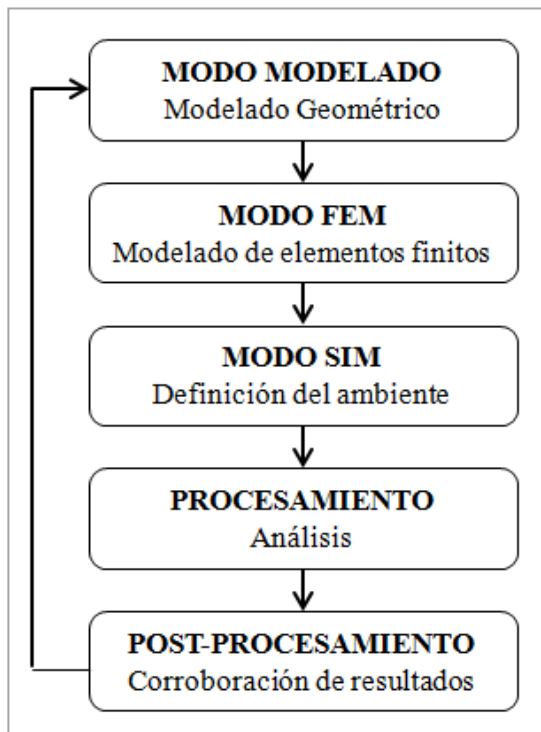
{F}: es el vector de esfuerzos

El modelo de elementos finitos cuenta con un sistema de puntos, llamados "nodos", que constituyen la forma del diseño. Conectados a estos nodos están los mismos elementos finitos que forman la malla de elementos finitos y contienen la información del material y las propiedades estructurales del modelo. La densidad de la malla de los elementos finitos puede variar a través del material, en función del cambio esperado en los niveles de esfuerzo de un área en particular. Los puntos de interés pueden incluir los puntos de fractura del material previamente probado, filetes, esquinas, detalles complejos, y áreas de alto esfuerzo (Siemens Industry Software, 2015).

5.1.1 Etapas del proceso de Análisis por Elementos Finitos

Según (Pezzotti & Antico, 2008), el proceso de análisis por elementos finitos consta de 5 pasos claves (Ver Figura 52):

Figura 52. Diagrama del proceso FEM



Fuente: Adaptado de Pezzotti & Antico (2008)

- Modo modelado (modelado geométrico): Consiste en la reproducción del sólido en forma precisa mediante la creación del modelo del objeto, pueden utilizarse archivos de diseño 3D de programas de modelado CAD.
- Modo FEM (modelado de Elementos Finitos): En esta parte del proceso se busca subdividir la geometría del modelo en elementos discretos o finitos y asignar las propiedades del material y del elemento, elaborando la malla para cubrir la geometría. En esta etapa se define el tipo y tamaño del elemento a utilizar para la simulación.
- Modo SIM (definición del Ambiente): Se aplican las cargas y las condiciones de borde para simular el ambiente de la operación.
- Procesamiento (análisis): Computar los resultados (tensiones, deformaciones, etc.) a partir de análisis estáticos ó dinámicos.
- Post-procesamiento (corroboración de resultados): Como última parte del proceso, se comparan los resultados con los criterios de diseño y se toma la decisión de rediseñar la estructura y repetir el proceso si fuese necesario.

5.1.2 Tipos de malla

Malla conforme/no conforme: En una malla conforme los elementos adyacentes comparten nodos o caras. Este tipo de malla está justificada en zonas de transición o en regiones de geometría irregulares(Frías Valero, 2014).

Malla estructurada/no estructurada: En una malla estructurada cada nodo del interior es compartido por el mismo número de elementos. Una malla estructurada se define como aquella donde cada elemento de control tiene el mismo número de elementos vecinos; mientras que en una malla no estructurada estos tienen diferentes números de elementos vecinos. La solución de las mallas estructuradas comúnmente se implementa mediante el método de las diferencias finitas, mientras que el método de los elementos finitos se usa generalmente para las mallas no estructuradas. Los elementos finitos tienen una inherente habilidad para tratar con mallas no estructuradas, estas permiten fácilmente refinamientos locales para dar resoluciones altas en regiones de interés, sin perder precisión. En ellas se logra una adecuada representación de líneas en geometrías irregulares(García, Palacio, & García, 2009).

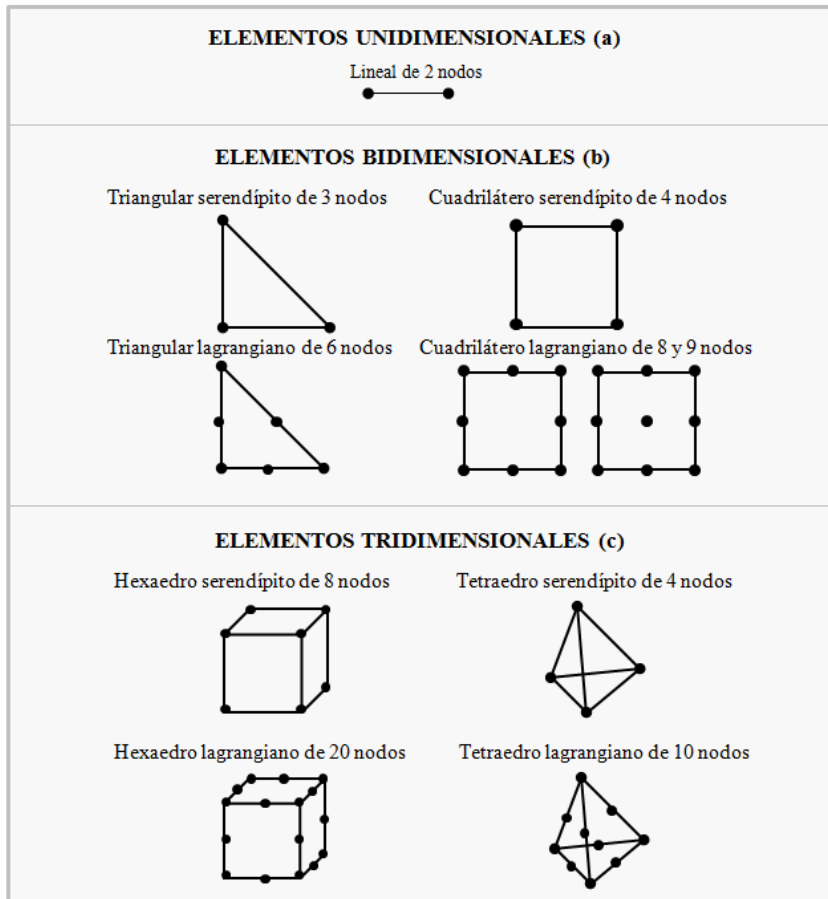
Los tipos, tamaño y funciones de forma de los elementos de la malla, son los parámetros que determinan la precisión del modelo, características de la malla y el tiempo computacional para la simulación por el método de elementos finitos.

5.1.2.1 Tipos de elementos

Los tipos de elementos utilizados generalmente en la resolución a través de FEM, son unidimensionales (Ver Figura 53a), bidimensionales (Ver Figura 53b) y tridimensionales (Ver Figura 53c); los cuales se encuentran dentro de las librerías de los software y con los

cuales es posible simular barras, vigas, superficies, placas, y elementos sólidos (Medina, Salas, Luco, & Bertram, 2005).

Figura 53. Tipos de elementos finitos



Fuente: Adaptado de Medina *et al.* (2005)

Cómo se observa en la Figura 53c, los elementos frecuentemente utilizados en problemas tridimensionales son los hexaedros de 8 y 20 nodos y los tetraedros de 4 y de 10 nodos. Estos dos tipos de elementos comprenden 3 grados de libertad por nodo, que representan los desplazamientos en los ejes principales en las direcciones X,Y y Z. Las ventajas de utilizar elementos de tipo hexaédrico, consisten en mayor precisión en los resultados y menor número de elementos para completar todo el dominio y por tanto menor tiempo de análisis; sin embargo, una de las desventajas es que no es posible realizar mallas de geometrías demasiado complejas. En contraste; los elementos de tipo tetraédrico, sí permiten realizar la malla en geometrías tan complejas como las de los tejidos u órganos, aunque mallas con elementos tetraédricos cuadráticos de 10 nodos demandan un mayor recurso computacional y mayor tiempo de análisis(Orozco Grajales, 2011).

5.1.2.2 Tamaño del elemento

Para generar una malla de elementos finitos que se adapte al modelo geométrico objeto de la simulación, es preciso optar por el tamaño de elemento que proporcione mayor precisión, pero a la vez un costo y tiempo razonable de procesamiento(Vénere, 1996).

A medida que los elementos se hagan más pequeños tanto más prevalecerán en ellos condiciones de deformación constante. Si de hecho existen dichas condiciones, es conveniente escoger el tamaño de los elementos que las reproduzcan exactamente para conseguir un buen grado de aproximación(Zienkiewicz, 2007).

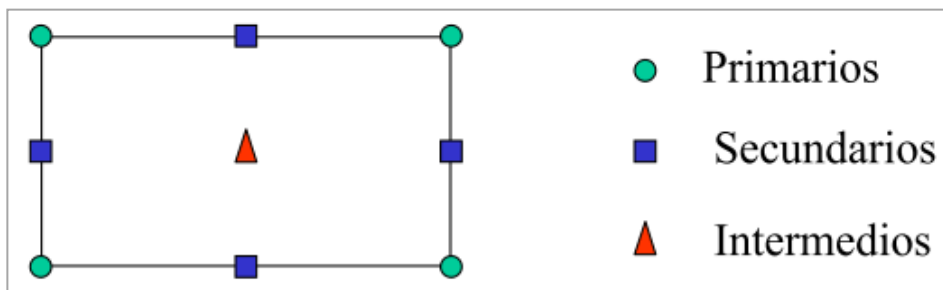
5.1.2.3 Tipos de funciones de forma

Una función de forma es una ecuación matemática que establece una relación entre el desplazamiento de los nodos y el de los puntos intermedios. Dependiendo del elemento seleccionado, la función de forma varía(Díaz López *et al.*, 2012).

Según Frías Valero (2014), en cada elemento se pueden distinguir tres tipos de nodos, primarios, secundarios e intermedios (Ver Figura 54) y las funciones de forma juegan un papel decisivo en el análisis por elementos finitos y se agrupan en dos familias principales en función del tipo de nodos:

- Serendípicas: en las que sólo existen nodos frontera (primarios y secundarios).
- Lagrangianas: Incluyen además nodos intermedios. Con el fin de conseguir un mayor ajuste de los elementos a la geometría del cuerpo, existe también una interpolación de tipo geométrico. Esto permite obtener elementos de lados curvos a partir de un elemento de referencia.

Figura 54. Tipos de nodo de un elemento



Fuente: Frías Valero (2014)

Según Zienkiewicz(2007), las funciones de forma, reducen los infinitos grados de libertad del sistema y es posible que nunca se obtenga el verdadero valor del comportamiento analizado, independientemente de lo fina que sea la subdivisión; sin embargo, se dice que un análisis por el FEM es convergente si al disminuir el tamaño de los elementos, y por lo tanto aumentar el número de nodos y de elementos, la solución obtenida tiende hacia la solución exacta. Para asegurar la convergencia hacia el resultado correcto, deben cumplirse determinadas condiciones:

- 1) Las funciones de interpolación deben ser capaces de representar los desplazamientos como sólido rígido, sin producir tensiones en el elemento.
- 2) Las funciones de interpolación deben ser tales que cuando los desplazamientos de los nodos correspondan a un estado de tensión constante, este estado tensional se alcance en realidad en el elemento.
- 3) Las funciones de desplazamientos deben elegirse de manera que las deformaciones que se producen en los límites de separación entre elementos sean finitas. Este criterio implica la continuidad de los desplazamientos entre elementos.

De acuerdo a esto, se puede decir que entre más pequeño sea el tamaño del elemento, las condiciones de deformación serán constantes y se podrá determinar la convergencia de los resultados.

5.2 ANÁLISIS LINEAL DE ELEMENTOS FINITOS PARA UNA ESTRUCTURA POROSA EN MATERIAL PLA

En el presente trabajo, se realizó el análisis de elementos finitos para simular el comportamiento mecánico de la probeta J, de material PLA (configuración de diseño: $(e) = 0,3 \text{ mm}$; $(p) = 67\%$; $(a) = 90^\circ$); replicando los resultados obtenidos en los ensayos de tensión descritos en el numeral 4.3.2.

El software utilizado para la simulación fue Siemens NX9 de la empresa Siemens Industry Software. Para realizar exitosamente la simulación del comportamiento mecánico de las estructuras porosas en este programa, se siguió el procedimiento mencionado en el numeral 5.1.1.

Debido a que la curva de Esfuerzo vs Deformación de la probeta J (Ver Anexo B), presentó un comportamiento lineal en la primer zona (módulo de elasticidad); se optó por asumir un comportamiento lineal entre el esfuerzo y la deformación de los materiales para fines del modelado mediante elementos finitos; haciendo uso de la solución 101 estático lineal, ofrecida por el software utilizado (Siemens NX9).

5.2.1 Modo Modelado (modelado geométrico)

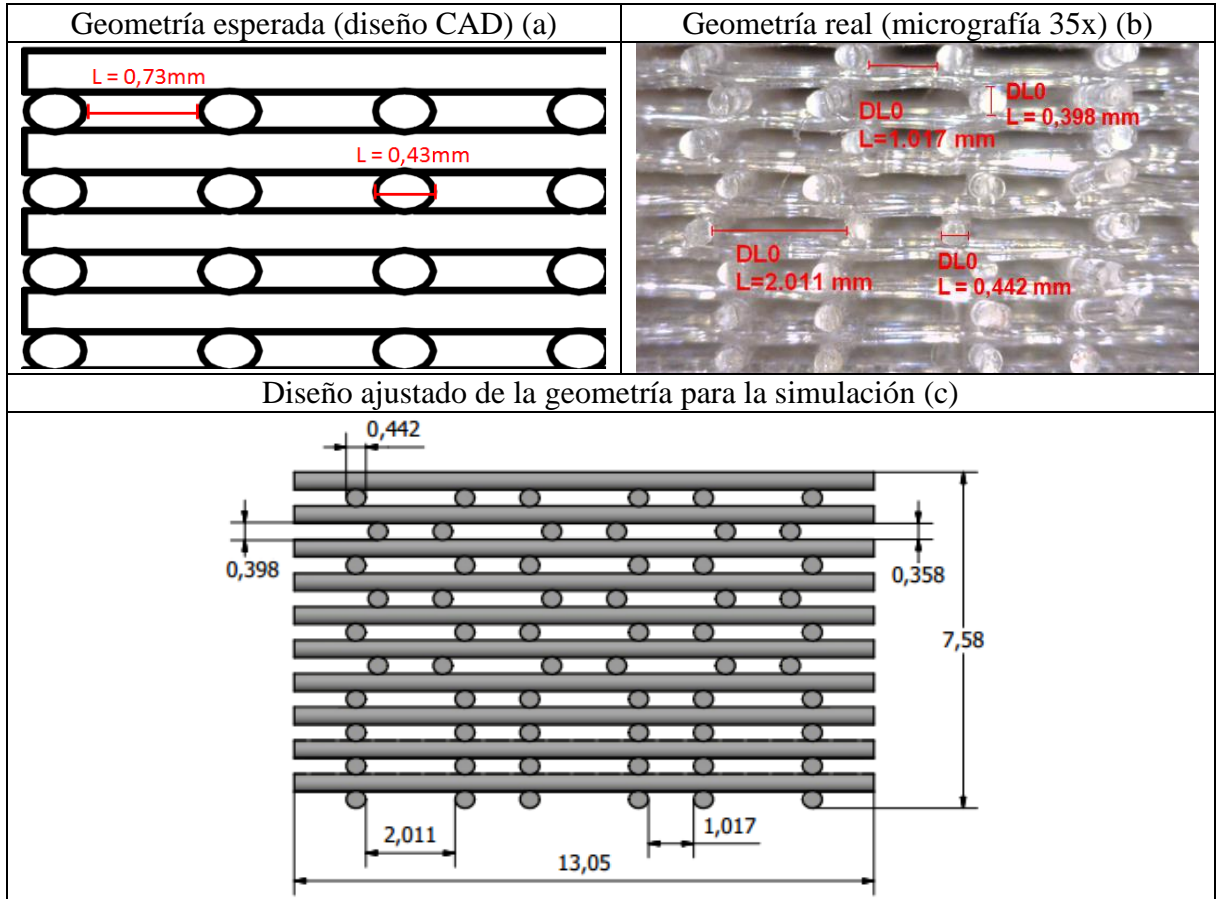
Teniendo en cuenta que el patrón real de impresión de las estructuras porosas fue diferente al esperado (Ver

Figura 55a y

Figura 55b); fue necesario ajustar el diseño geométrico de la probeta J, en el software de modelado CAD 3D Inventor[®] (Ver

Figura 55c). Con el fin de garantizar la adherencia de los filamentos entre capas y poder realizar el análisis de la estructura como una sola pieza, se consideró un factor de penetración de 0,02mm de una capa sobre la otra; de esta manera la altura de filamento ajustada fue de 0,398mm y el espesor de capa 0,358mm.

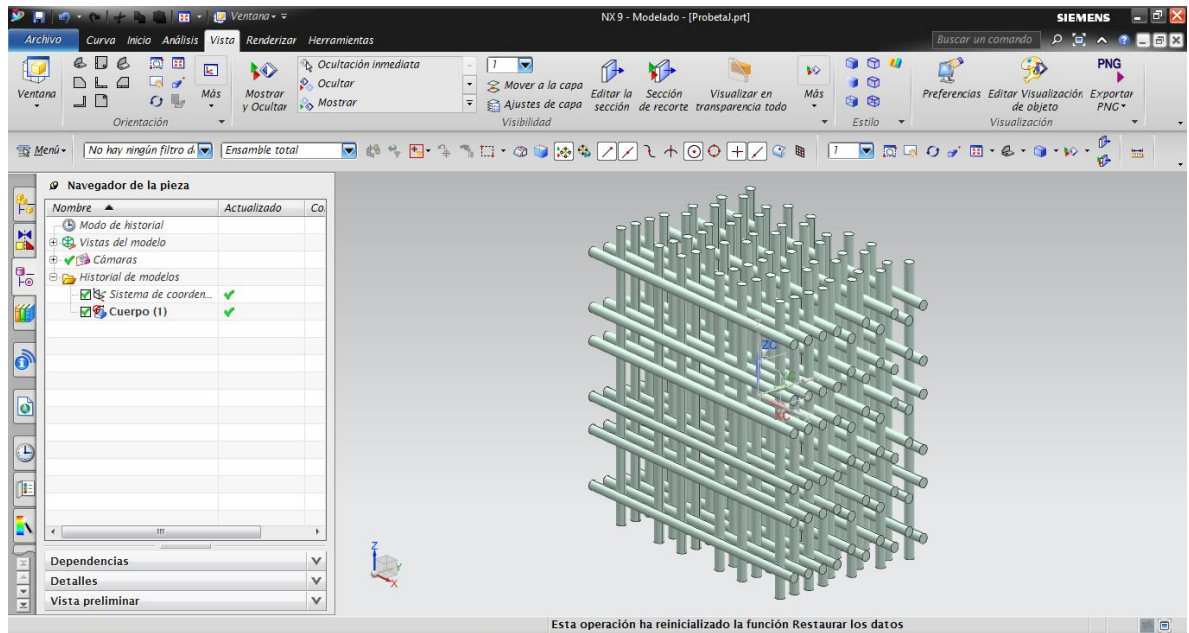
Figura 55. Geometría de la probeta J ((p)=67%, (e)=0,3mm, (a)=90°)



Fuente: Autores

Para iniciar la simulación, se importó desde el software CAD 3D Inventor®, el diseño geométrico ajustado de la probeta J (formato .step), al programa computacional Siemens NX9, donde se convirtió a formato .prt (Ver Figura 56).

Figura 56. Apariencia de la estructura porosa importada en Siemens NX 9. Modo Modelado



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

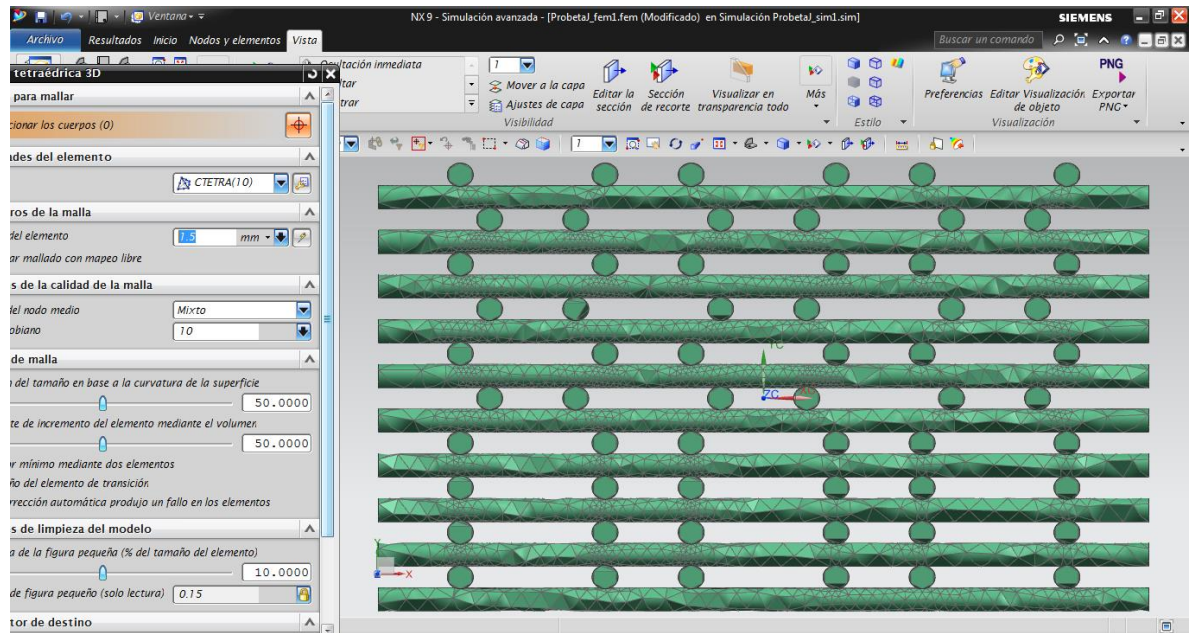
5.2.2 Modo FEM (modelado de elementos finitos)

En esta etapa, en el menú denominado modo FEM de Siemens NX 9, se realizó la configuración de la malla (tipo de malla, tamaño del elemento) buscando la más adecuada al modelo, para que cubriera completamente la geometría de la estructura porosa y de esta manera evitar defectos.

Teniendo en cuenta la complejidad de la geometría tridimensional de la estructura porosa objeto de esta simulación y con el fin de obtener precisión en los resultados y optimizar el tiempo de análisis, se escogió como tipo de elemento tetraédrico de 10 nodos.

Para la definición del tamaño del elemento, inicialmente se realizaron configuraciones de malla con diferentes tamaños y se observó que elementos mayores a 0,7 mm (Ver Figura 57) generaban problemas en la malla que no permitieron el cubrimiento total de la estructura. Debido a esto, se realizó un análisis de convergencia de la malla, aumentando el número de nodos y disminuyendo el tamaño del elemento de malla desde 0,8 a 0,2 mm; buscando de esta manera, reducir el error y favorecer el cubrimiento adecuado de la geometría.

Figura 57. Configuración de malla, con tamaño del elemento =1.5mm



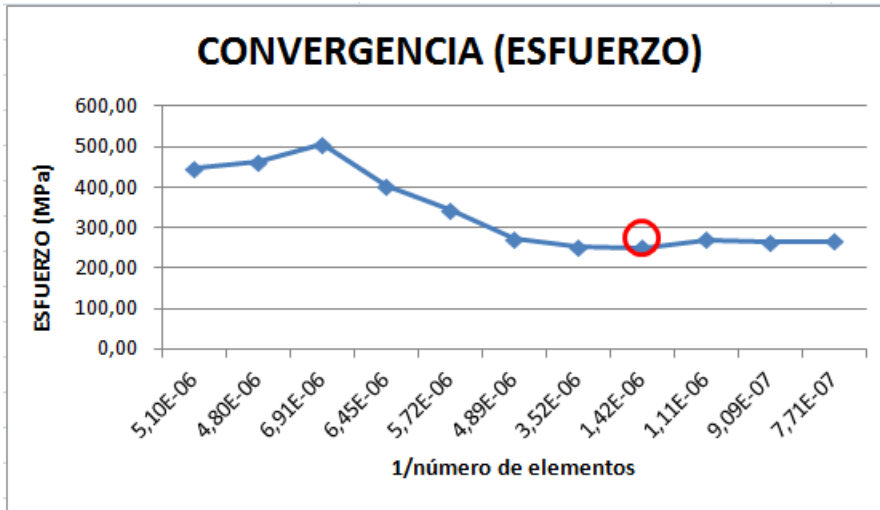
Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Teniendo en cuenta que a menor tamaño del elemento, mayor precisión en los resultados, pero mayor tiempo y costo en el análisis computacional, se definió el tamaño de elemento de 0,2 mm, con 703.699 número de elementos (Ver Tabla 26 y Figura 58); ya que entre los tamaños evaluados de 0,9 a 0,16 mm en el análisis de convergencia, se observó la menor deformación (0,11) y mostró continuidad de los desplazamientos entre elementos, de acuerdo a los criterios de convergencia citados por Zienkiewicz (2007).

Tabla 26. Tabla de convergencia para la deformación teórica de la estructura porosa

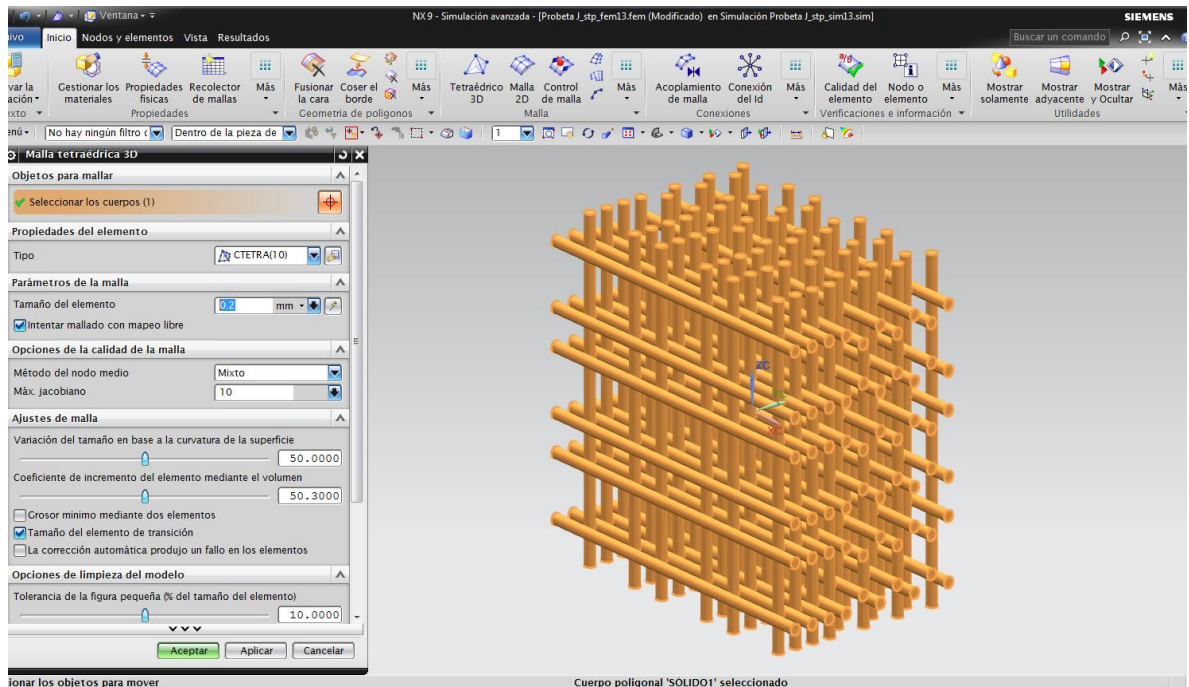
| Tamaño del Elemento | Número de elementos | 1/número de elementos | Esfuerzo Teórico(Mpa) | Deformación Teórica |
|---------------------|---------------------|-----------------------|-----------------------|---------------------|
| 0,90 | 196.117 | 5,10E-06 | 447,25 | 0,203 |
| 0,80 | 208.381 | 4,80E-06 | 461,33 | 0,209 |
| 0,70 | 144.808 | 6,91E-06 | 505,86 | 0,229 |
| 0,60 | 155.133 | 6,45E-06 | 403,26 | 0,183 |
| 0,50 | 174.725 | 5,72E-06 | 343,09 | 0,156 |
| 0,40 | 204.441 | 4,89E-06 | 272,31 | 0,124 |
| 0,30 | 283.775 | 3,52E-06 | 251,71 | 0,114 |
| 0,20 | 703.699 | 1,42E-06 | 250,75 | 0,114 |
| 0,185 | 897.901 | 1,11E-06 | 269,72 | 0,122 |
| 0,17 | 1'100.692 | 9,09E-07 | 263,31 | 0,119 |
| 0,16 | 1'297.112 | 7,71E-07 | 266,53 | 0,121 |

Figura 58. Convergencia FEM



De acuerdo a lo anterior, se especificó en el menú modo FEM de NX9, el tipo de elemento tetraédrico CTETRA10 y tamaño 0,2 mm (Ver Figura 59).

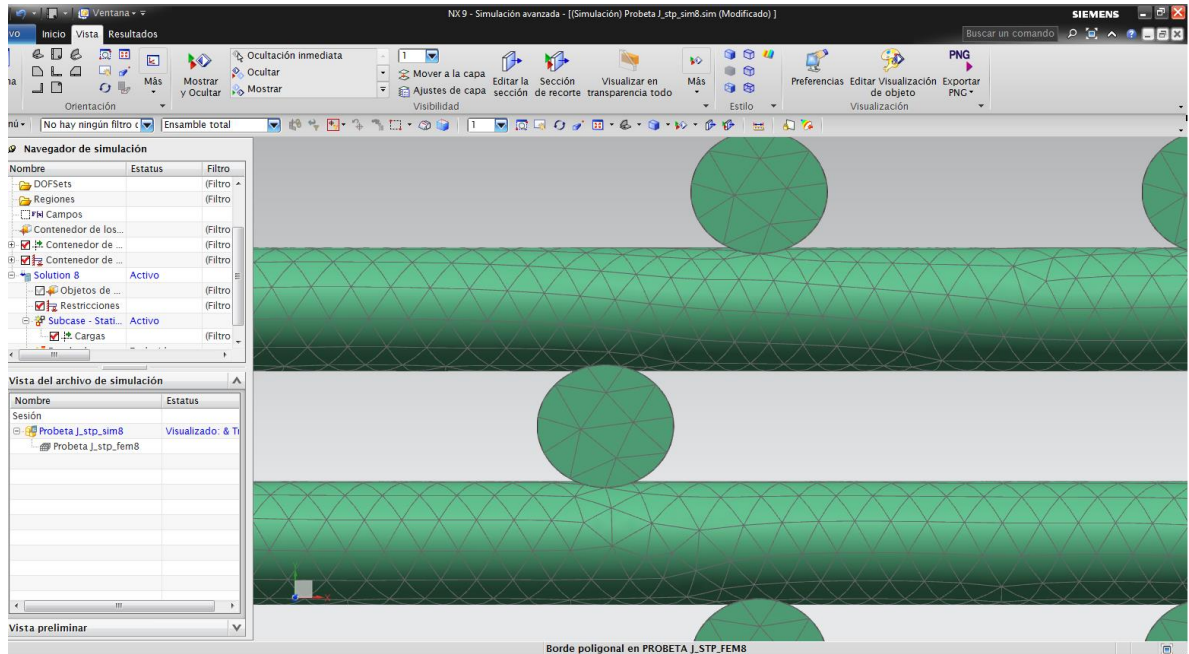
Figura 59. Configuración de la malla en NX9 Configuración de la malla en NX9



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Como se puede observar en la Figura 60, la malla generada con tamaño de elemento 0,2mm no presentó defectos y se adecuó a la geometría de la estructura porosa y se corroboró que la distribución de los nodos abarcó los puntos críticos de la geometría.

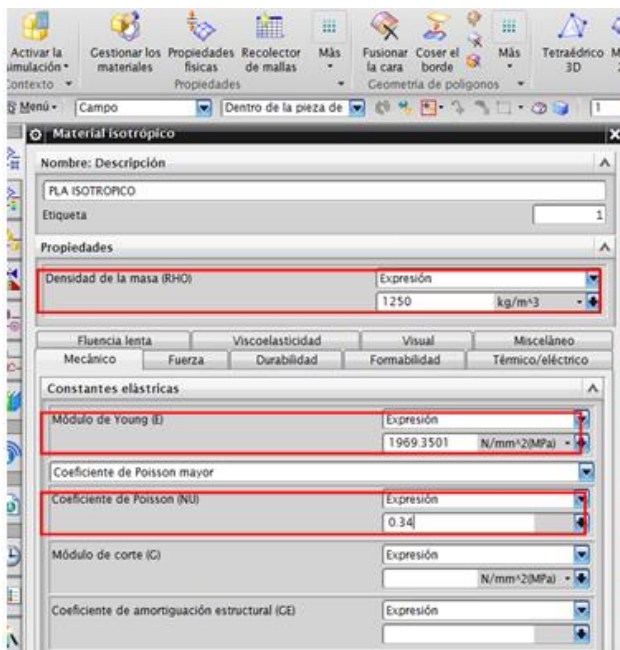
Figura 60. Aspecto final de la malla, con tamaño de elemento = 0,2 mm



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Para asignar el material para la simulación, una vez elegida la configuración de la malla y realizada la discretización del modelo FEM, fue necesario crear en la biblioteca del software NX9, el material isotrópico PLA (Ver Figura 61).

Figura 61. Librería de materiales del software NX 9. Creación del material PLA



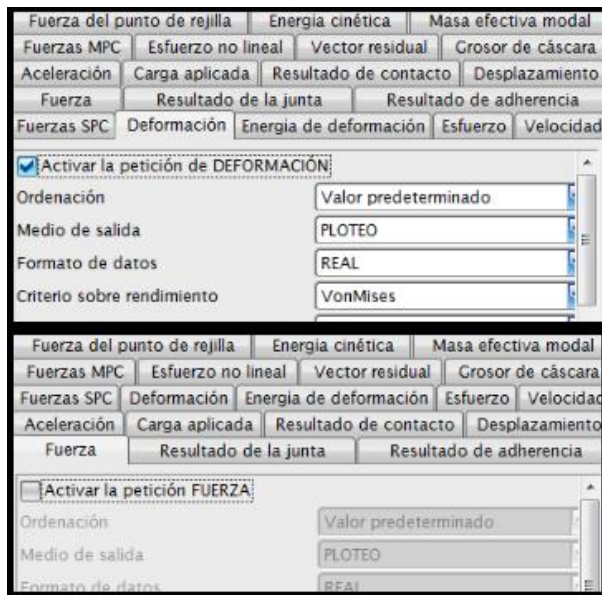
Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Para este propósito se utilizó el valor de módulo de elasticidad obtenido en la curva de esfuerzo vs deformación del ensayo de tracción para el filamento PLA cristalino (probeta J: 1969,35 Mpa)(Ver Anexo B) y el coeficiente de Poisson correspondiente (0,34).

5.2.3 Modo SIM (Definición del ambiente)

En este modo se definieron las propiedades y condiciones de contorno para la simulación. Para realizar esta parte del procedimiento se seleccionaron las opciones de *solver* iterativo, con el fin de que analizara todos los nodos, las veces necesarias hasta converger en un resultado confiable; las opciones de fuerza y deformación (Ver Figura 62).

Figura 62. Activación de la petición de deformación y fuerza en modo SIM de NX9

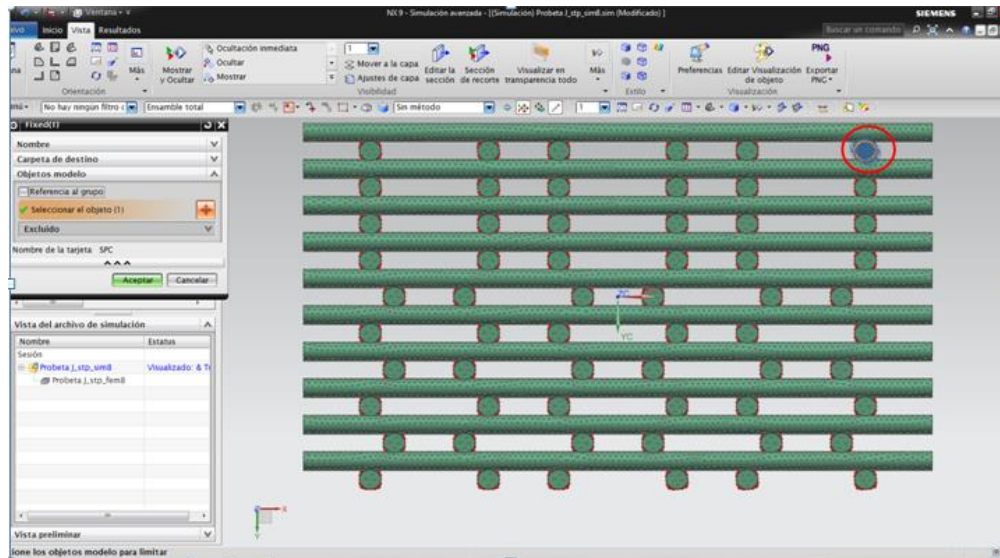


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Con el fin de replicar el comportamiento mecánico obtenido en el ensayo de tensión para la probeta J en PLA, se aplicaron las siguientes restricciones:

- Se restringió en una cara de uno de los filamentos, el desplazamiento (3 grados de libertad) y rotación (3 grados de libertad) en los ejes X, Y y Z, con el fin de sostener la estructura y mantenerla fija en un punto (Ver Figura 63).

Figura 63. Restricción de desplazamiento y rotación de un filamento

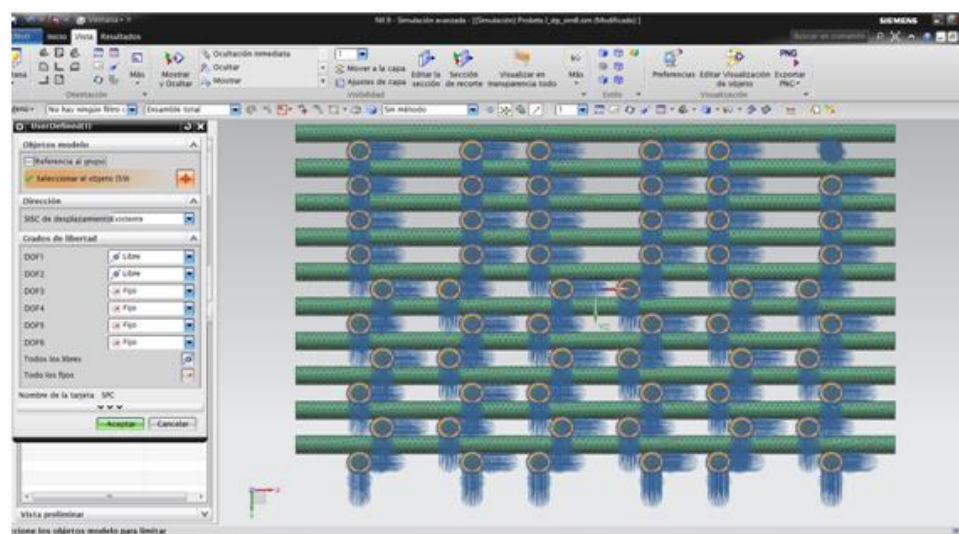


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

-Se restringió la deformación en Y, para permitir la deformación real en el eje X y Z del resto de la estructura; es decir permitir que se comprimiera al aplicar la fuerza.

-Otra restricción que se consideró para la simulación del comportamiento real de los materiales sometidos a tensión; consistió en limitar el desplazamiento del resto de los filamentos en la misma dirección de la fuerza (eje Y) y evitar su rotación, con el fin de permitir la deformación de la estructura en el eje Y, permitiendo que se alargara al aplicarla fuerza (Ver Figura 64).

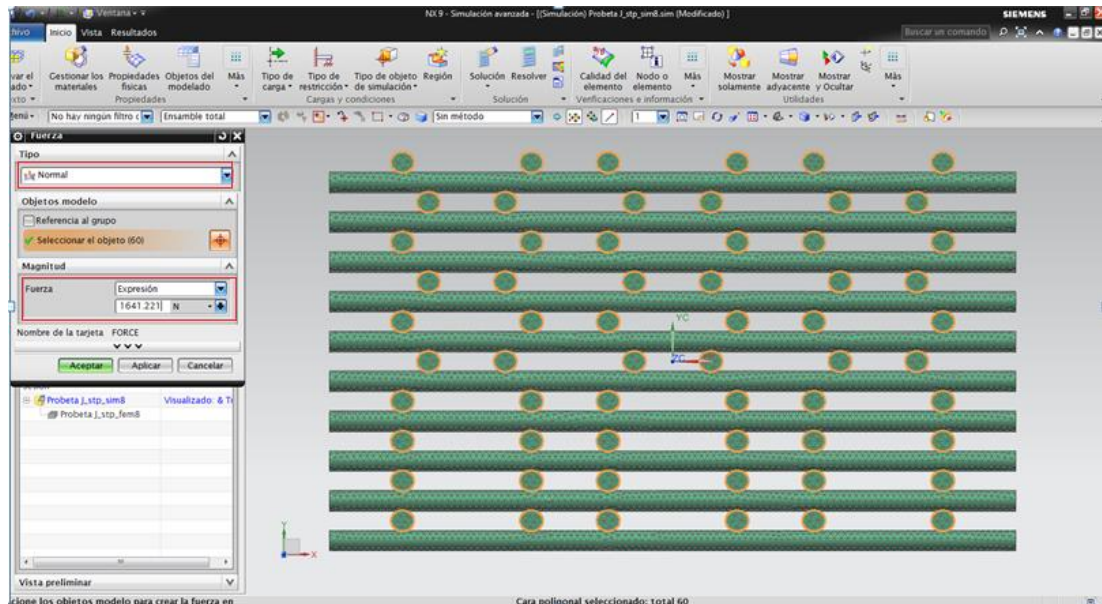
Figura 64. Restricción del desplazamiento en y rotación de los filamentos fijos



Nota: Pantalla de restricción de grados de libertad D0F3= Desplazamiento Z; D0F4 = Rotación eje X; D0F5= Rotación eje Y; D0F6= Rotación eje Z. Fuente: Autores

Para simular la fuerza en el ensayo de tensión de la probeta J, se seleccionaron las opciones carga, fuerza tipo normal y todas las caras de los filamentos del eje (Ver Figura 65). Solo se aplicó el 85% de la magnitud de la fuerza de rotura, equivalente a 1641,22 Newtons, debido a que el software para el análisis de elementos finitos no modela la rotura, sino esfuerzos antes de que el material presente falla.

Figura 65. Selección de la fuerza aplicada a la estructura porosa



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

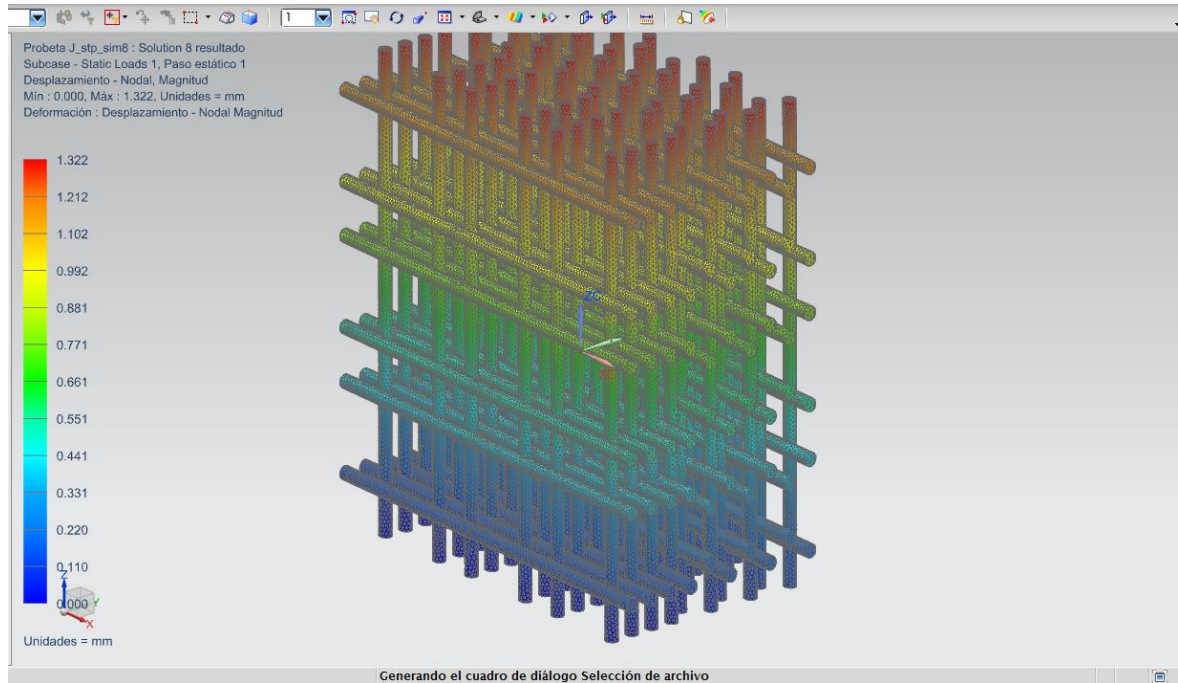
5.2.4 Procesamiento y Post-procesamiento

Una vez, que se realizó la configuración de las estructuras porosas en los modos modelado, FEM y SIM; se obtuvo la representación gráfica de los resultados, lo que permitió observar la respuesta de los materiales evaluados a la fuerza, desplazamiento, deformación y esfuerzo aplicados, representándose en campos coloreados, como se muestra a continuación:

5.2.4.1 Desplazamiento

En la vista isométrica del desplazamiento (Ver Figura 66), se observó una transición uniforme de zonas coloreadas en la estructura porosa. Por tanto, se comprobó en el post-proceso que la fuerza y las restricciones definidas para la simulación, fueron aplicadas correctamente y tal y como se esperaba, la región que presentó menor desplazamiento fue la azul (0mm a 0,220mm aproximadamente), correspondiente a la zona de aplicación de las restricciones y la zona roja, representó la región cercana a la aplicación de la fuerza; por tanto donde los nodos presentaron mayor desplazamiento (1,212mm a 1,322mm).

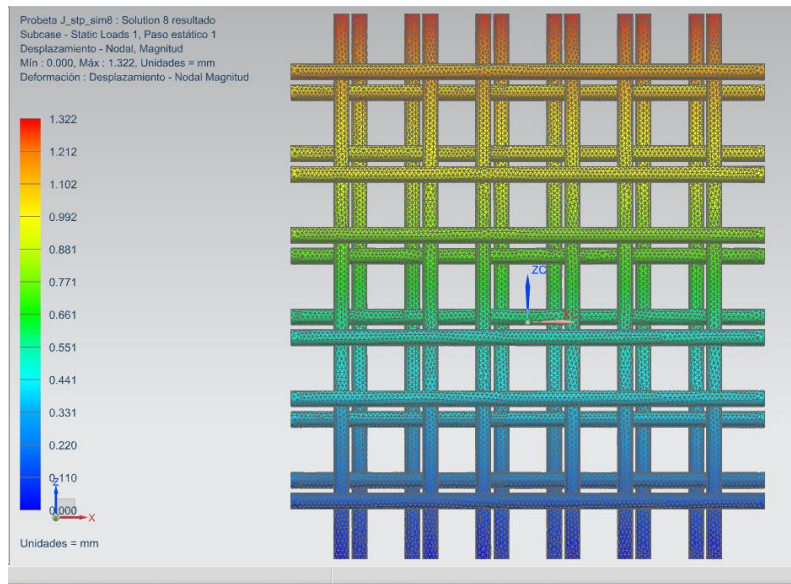
Figura 66. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Desplazamiento



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

El desplazamiento de la probeta J observado en la simulación (1,322mm a 1641,22N), tuvo lugar en los nodos cercanos al área de aplicación de la fuerza (Ver Figura 67) y fue menor en 3,299mm respecto al desplazamiento obtenido en la gráfica de esfuerzo vs desplazamiento del ensayo de tensión (4,63mm a 1641,22N) (Ver Anexo BA).

Figura 67. Vista Superior: Post-procesamiento-Desplazamiento

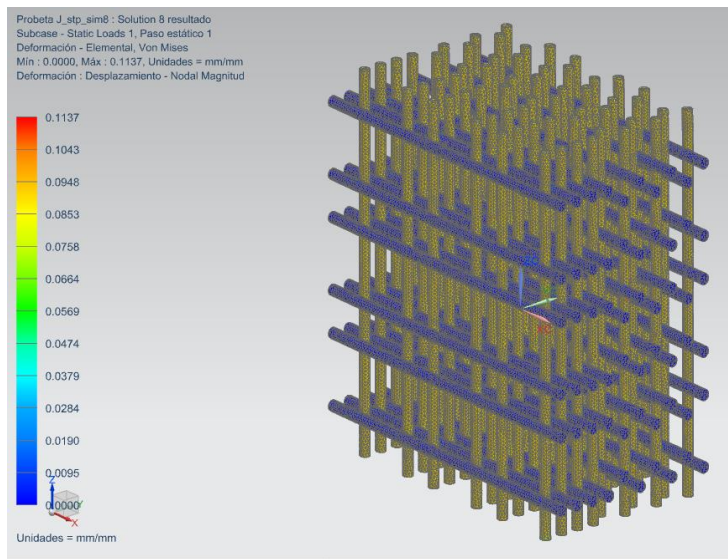


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

5.2.4.2 Deformación

En la vista isométrica de la deformación de la probeta J (Ver Figura 68), se pudo notar que tal y como se esperaba los filamentos dispuestos en la misma dirección de la fuerza y la restricción, se encontraron a tensión y presentaron los mayores valores de deformación (región amarilla: 0,075 - 0,0853 mm/mm), respecto a los filamentos de color azul, los cuales debido a la reducción del área transversal de la probeta, durante la simulación se encontraron sometidos a fuerzas de compresión, presentando valores bajos de deformación (0 - 0,0095mm/mm).

Figura 68. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Deformación

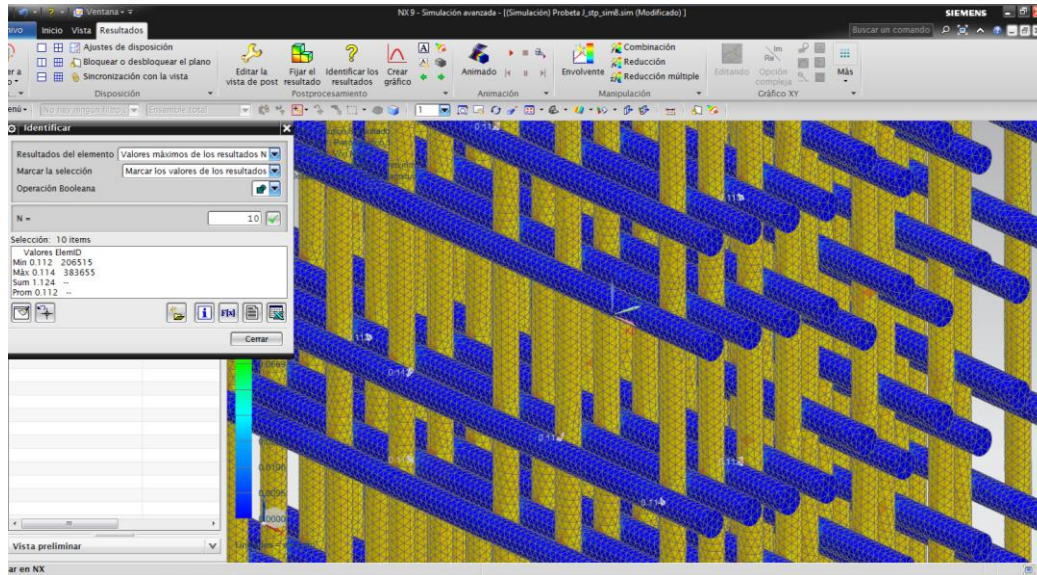


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

El mayor valor de deformación de la estructura porosa obtenida en la simulación por elementos finitos fue de 0,1137 mm/mm (Ver Figura 68), 8,17% mayor al valor experimental del ensayo de esfuerzo vs deformación de la probeta J (0,1044 mm/mm) (Ver A). Este resultado, indica que es posible predecir el comportamiento de deformación de la probeta de manera acertada por medio del análisis de elementos finitos.

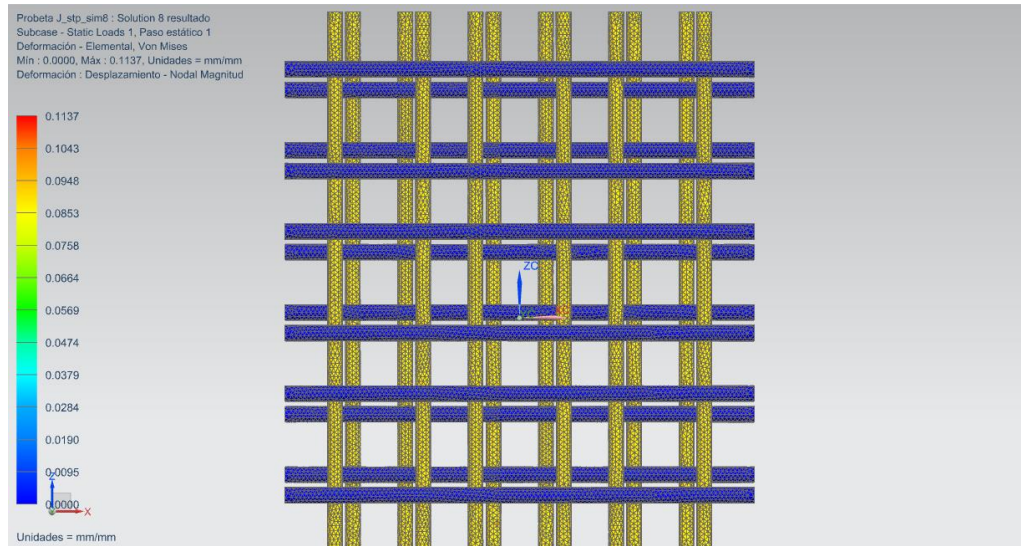
También es posible afirmar, que los valores más altos de deformación se presentaron en las zonas cercanas a la aplicación de las restricciones y entre las uniones de los filamentos de la estructura. Este comportamiento probablemente estuvo influenciado por la unión de los filamentos que se encontraron sometidos a fuerzas de compresión (color azul) y de los que se encontraron a fuerza de tensión (color amarillo) (Ver Figura 69 y Figura 70).

Figura 69. Elementos con mayor deformación en la estructura



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Figura 70. Vista Superior: Post-procesamiento-Deformación

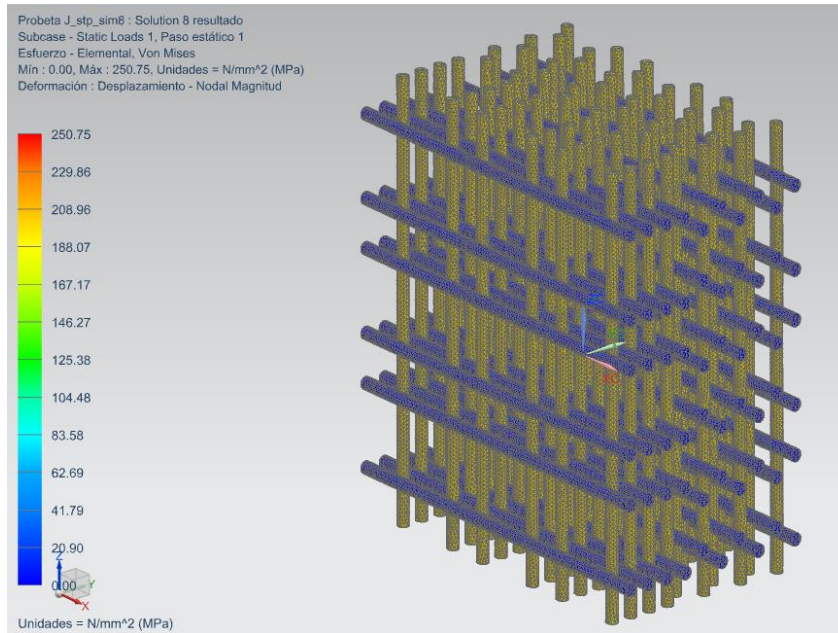


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

5.2.4.3 Esfuerzo

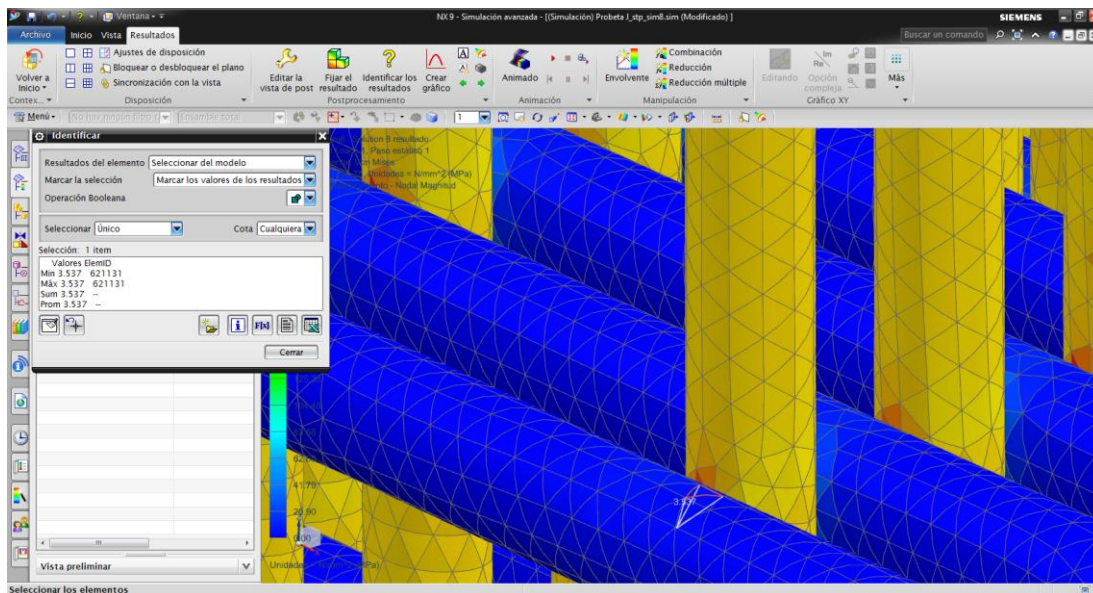
Como se observa en la Figura 71, los valores más altos de esfuerzo obtenidos en la simulación por elementos finitos (167,17 – 188,07 Mpa), se encontraron sobre las uniones de los filamentos de la estructura porosa. Este comportamiento, se debió probablemente a que las uniones de los filamentos estuvieron expuestas a esfuerzos cortantes, provocados por la combinación de los esfuerzos de compresión de los filamentos perpendiculares a la aplicación de la fuerza y las restricciones (color azul) y los esfuerzos normales de los filamentos en la misma dirección de la fuerza (color amarillo) (Ver Figura 72).

Figura 71. Vista Isométrica: Post-procesamiento-Esfuerzo



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

Figura 72. Vista isométrica del esfuerzo entre filamentos

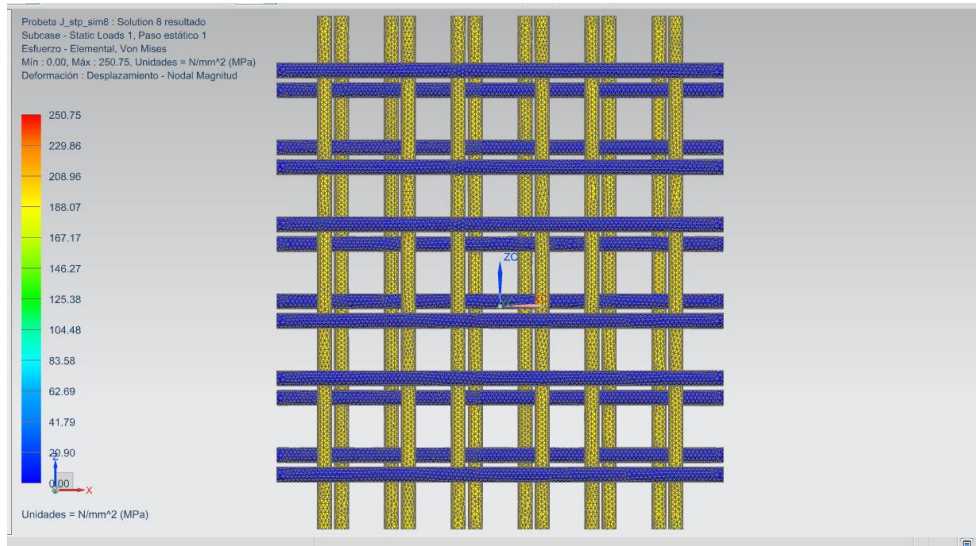


Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

En la simulación por elementos finitos el máximo esfuerzo registrado para la probeta J (250,75Mpa) (Ver Figura 73) fue 15 veces mayor respecto al esfuerzo obtenido experimentalmente (16,65Mpa) (Ver Anexo B).

De acuerdo a estos resultados es posible inferir que este análisis de elementos finitos no predijo de manera acertada el comportamiento del esfuerzo de la probeta analizada.

Figura 73. Vista Superior: Post-procesamiento-Esfuerzo



Nota: Pantalla tomada de Siemens NX9. Fuente: Autores

5.3 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

- El ajuste del modelo CAD de la geometría de la probeta J, de acuerdo a la morfología observada con el microscopio y el análisis de convergencia del número de elementos vs el esfuerzo, permitieron ajustar la malla a la geometría de la estructura y reducir el error en los resultados de la simulación por el método de análisis de elementos finitos.
- Los parámetros de la malla que favorecieron la precisión del modelo y el tiempo de cómputo para la simulación por el método de elementos finitos fueron: tipo de elemento=CTETRA10, tamaño del elemento= 0,2mm y número de elementos=788.559
- El análisis lineal de elementos finitos, permitió simular de manera aproximada los desplazamientos y deformaciones obtenidos en el ensayo de tensión de la probeta J, con configuración de diseño: $(p)=67\%$, $(e)= 0,3$; $(a)=90^\circ$.
- El valor del esfuerzo obtenido en la simulación (250,75MPa), no fue concluyente; ya que superó en 21% al valor de esfuerzo teórico esperado (197,98MPa), el cual contempló el área efectiva correspondiente a 60 filamentos ($8,29\text{mm}^2$), de acuerdo a la corrección del diseño CAD.

CONCLUSIONES

- Las estructuras porosas generadas en el presente trabajo mediante impresión 3D, presentaron un tamaño de poro entre 200 μ m y 300 μ m, dado por el espesor de capa; lo cual indicó de acuerdo a los autores citados en la Tabla 6, que cumplen con las características geométricas de un *scaffold* para regeneración ósea (tamaño de poro promedio entre 200-400 μ m).
- Para el modelado CAD, se utilizaron dos software: Inventor[®] y Rhinoceros[®]. El primero se empleó para la obtención en físico de las probetas y el segundo para modelarlas y obtener el sólido 3D empleado en el modelado de elementos finitos.
- Las probetas con el menor espesor de capa (0,2mm) y el menor porcentaje de porosidad (50%), requirieron mayor tiempo de elaboración (246,70min) y presentaron los costos más altos de impresión 3D (\$161.000); respecto a las impresiones de las probetas con una configuración de espesor de capa (0,3 mm) y porosidad (67%), que demandaron 133 min para su elaboración y presentaron los menores costos de impresión (\$94.000).
- Los resultados obtenidos en este trabajo evidenciaron, al igual que los reportes de los autores consultados en el numeral 2.3, que los parámetros de diseño utilizados para la impresión de las probetas de PLA y ABS, tuvieron influencia en por lo menos una de las propiedades de tensión y dureza evaluadas. Para el caso de las estructuras porosas en PLA, el ángulo de trama afectó el módulo de elasticidad en 77,48% y al esfuerzo último a la tensión en 59,09%. De esta misma forma, la porosidad tuvo efecto sobre el esfuerzo último a tensión en 16,08% y en la dureza en 85,63% (a menor porosidad, menor dureza) y el espesor de capa influyó únicamente en el esfuerzo último a la tensión en 19,55%.
- Para el caso de las estructuras impresas en material ABS, el ángulo de trama afectó el módulo de elasticidad en 84,28% y al esfuerzo último a la tensión en 18,53%. De esta misma forma, la porosidad tuvo efecto sobre el módulo de elasticidad en 11,98%, el esfuerzo último a tensión en 54,90% y en la dureza en 97,46%, en el caso del espesor de capa influyó únicamente en el esfuerzo último a la tensión en 21,86%.
- Se pudo apreciar que no existe relación entre la dureza y las otras propiedades mecánicas (módulo de elasticidad y esfuerzo ultimo a la tensión), de ambos materiales evaluados; lo cual indica que ninguna de las propiedades a tensión pueden ser modeladas a partir de la dureza y es necesario realizar ensayos de tipo destructivos (ensayo de tensión) para conocer los valores de cada propiedad.
- Los valores encontrados en la presente investigación, para las propiedades mecánicas de los materiales evaluados (PLA y ABS): módulo de elasticidad y esfuerzo último a tensión no estuvieron dentro de los rangos mencionados por los autores consultados en el numeral 2.3; sin embargo, su comportamiento si fue similar al de los huesos

trabeculares; lo cual lo cual quiere decir, que podrían soportar cargas similares a la de los huesos, antes de sufrir fractura y pueden ser utilizados en fabricación de *Scaffolds* para este tipo de huesos, mediante impresión 3D (Ver Tabla 27).

Tabla 27. Comparación de propiedades mecánicas de los materiales plásticos evaluados (PLA y ABS), respecto a la revisión teórica y a los huesos trabeculares

| Propiedad Mecánica | Valor Hueso trabecular | Material <i>Scaffold</i> | Valor Otros Autores | Valor encontrado |
|---------------------------------|---------------------------|--------------------------|--|--|
| Módulo de elasticidad (Mpa) | 1,1 – 2987,9 ^a | PLA ABS | 576 – 969 ^c 1957 – 2117 ^c | 74,2 – 158,34 ^d 85,8 – 128,70 ^d |
| Esfuerzo último a tensión (MPa) | 8 – 50 ^b | PLA ABS | 23,9 - 29,7 ^c | 10,0 – 26,0 10,9 – 21,4 |

Fuente: a) Éva Lakatos (2014); b) Rincón Rincón, Ros Felip, Claramut Alonso, & Arranz Merino (2004b); c) Datos extraídos Tabla 6; d) Autores

- Los dos materiales evaluados (PLA y ABS) presentaron mayor resistencia a la tracción y menor dureza; a mayor espesor de capa (0,3mm), menor porosidad (50%) y menor ángulo de trama (0-90°). Este comportamiento probablemente fue causado por la acción combinada de los parámetros anteriormente mencionados; debido a que a mayor espesor de capa (mayor área de los filamentos) y menor porosidad se aumentó el área transversal que soportó la carga en cada uno de los materiales; además, el ángulo de trama (0-90°), permitió que los filamentos por su disposición, soportaran esfuerzos de tipo normal y como consecuencia aumentarían el esfuerzo último a la tensión de las estructuras porosas.
- Las propiedades de tensión obtenidas, demuestran que las estructuras porosas en ABS son menos rígidas, debido a que presentaron menor esfuerzo último a la tensión (resistencia a la tracción), respecto a las fabricadas con material PLA.
- Las gráficas de superficie realizadas permitieron evidenciar que la dureza para ambos materiales (PLA y ABS), presentaron un comportamiento diferente al esperado: a medida que se aumentó la porosidad (menor área compacta), se incrementó la dureza de las estructuras impresas. Se sugiere realizar futuras investigaciones para verificar este comportamiento atípico en las estructuras plásticas porosas, obtenidas mediante impresión 3D FDM.
- Según el análisis morfológico realizado con el microscopio, se evidenció que la impresora 3D depositó los filamentos con patrones diferentes entre el *Skin Thickness* y el relleno de las estructuras porosas, a diferencia de lo esperado.

- En el análisis morfológico, evidenció que el espacio entre filamentos de las probetas con porosidad 50% y 67% no fue uniforme en cada una de las capas y se apreciaron dos valores, mostrando un patrón de impresión diferente al esperado (disposición de filamentos desiguales para el relleno). También se observó que a mayor porosidad y menor relleno, se disminuyó el número de filamentos por capa y se aumentó el espacio entre filamentos.
- De acuerdo al análisis morfológico realizado con el microscopio, fue necesario ajustar el modelado geométrico CAD de la probeta J y realizar un análisis de convergencia para replicar de manera acertada las propiedades mecánicas evaluadas en el ensayo de tensión del presente trabajo.
- El análisis lineal de elementos finitos, permitió simular de manera aproximada el comportamiento del desplazamiento y deformación de la probeta J (configuración de diseño: $(p)=67\%$, $(e)= 0,3$; $(a)=90^\circ$), pero no del esfuerzo obtenido en los ensayos de tensión del presente trabajo.

RECOMENDACIONES

- Realizar estudios para hallar las propiedades mecánicas de las estructuras porosas en PLA y ABS por medio de métodos no destructivos.
- Teniendo en cuenta que un hueso puede recibir una fuerza desde cualquier dirección, se recomienda aplicar pruebas adicionales de compresión, flexión, cizalla e impacto a los materiales evaluados (PLA y ABS), con el fin de determinar sus propiedades mecánicas, bajo esas condiciones.
- Como los huesos tienen un comportamiento anisotrópico se sugiere realizar el estudio de las propiedades a tensión mecánicas de las estructuras porosas en PLA y ABS en diferentes direcciones.
- Se sugiere realizar futuras investigaciones para verificar el comportamiento de dureza de ambos materiales (PLA y ABS), ya que en el presente trabajo presentaron un comportamiento atípico, diferente al esperado: a medida que se aumentó la porosidad (menor área compacta), se incrementó la dureza de las estructuras impresas.
- Se recomienda realizar estudios que evidencien la influencia del *Skin Thickness* y los *Loops* sobre el comportamiento mecánico de las estructuras porosas.
- Se sugiere el desarrollo de un software *slicing* que permita mayor versatilidad y mayor complejidad en la deposición de los filamentos en impresión 3D FDM.
- Para comparar los resultados obtenidos del comportamiento mecánico de las estructuras porosas en ABS y PLA, se sugiere realizar investigaciones de tipo in-vivo o in-vitro.
- Se recomienda realizar investigaciones para modificar los patrones de impresión de la impresora 3D utilizada, que permitan mejorar las propiedades mecánicas de las estructuras impresas como *Scaffolds*.
- Para futuras investigaciones, se propone realizar la caracterización química y física de los filamentos de material en bruto y extruidos al momento de la impresión 3D FDM; además de evaluar la influencia de la temperatura sobre las propiedades mecánicas de los filamentos y de las piezas impresas.
- Utilizar microscopio de barrido electrónico, para el análisis morfológico de las estructuras porosas, debido a que ofrece mayor precisión y permite obtener datos rigurosos sobre la distribución de los filamentos.

- Para que el análisis lineal por medio de elementos finitos represente acertadamente todas las propiedades mecánicas, se recomienda:
 - Ajustar de manera más precisa la geometría CAD,
 - Mejorar el enmallado, mediante la ampliación de los datos del análisis de convergencia (tamaño de elementos menores a 0,1mm), de tal manera que se cubran exactamente cada uno de los puntos críticos del modelo.

BIBLIOGRAFÍA

- Angulo Carrere, M. T., & Álvarez, C. D. (2010). Biomecánica clínica Biomecánica del hueso. *Reduca (Enfermería, Fisioterapia Y Podología)*, 2(3), 32–48.
- ASTM International. (2010). D638, Standard test method for tensile properties of plastics. Pennsylvania, USA. <http://doi.org/10.1520/D0638-10.1>
- Baquero Rivera, J. L. (2014). Análisis de deformación lineal por elementos finitos. Retrieved from <http://www.iac.com.co/analisis-de-deformacion-lineal-por-elementos-finitos-de-autodesk-inventor-professional/>
- Bill Tseng, T.-L., Chilukuri, A., Park, S. C., & James Kwon, Y. (2014). Automated quality characterization of 3D printed bone scaffolds. *Journal of Computational Design and Engineering*, 1(3), 194–201. <http://doi.org/10.7315/JCDE.2014.019>
- Burg, K. J., Porter, S., & Kellam, J. F. (2000). Biomaterial developments for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 21(23), 2347–2359. [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(00\)00102-2](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(00)00102-2)
- Burr, D. B., & Turner, C. H. (1999). Biomechanical Measurements in Age-Related Bone Loss. In C. Rosen, J. Glowacki, & J. Bilezikian (Eds.), *The Aging Skeleton* (pp. 301–310). United States of America: Academic Press.
- C&T, V. (2012). *Impresoras 3D*. Retrieved from <http://www.voxel3d.net/>
- Caeiro, J., González, P., & Guede, D. (2013). Biomecánica y hueso (y II): ensayos en los distintos niveles jerárquicos del hueso y técnicas alternativas para la determinación de la resistencia ósea. *Revista de Osteoporosis Y Metabolismo Mineral*, 5(2), 99–108. <http://doi.org/10.4321/S1889-836X2013000200007>
- Cano, J., Campo, J., Palacios, B., & Bascones, a. (2007). Mecanobiología de los huesos maxilares: I. Conceptos generales. *Avances En Odontostomatología*, 23(6), 347–358. <http://doi.org/10.4321/S0213-12852007000600002>
- Chan, B. P., & Leong, K. W. (2008a). Scaffolding in tissue engineering: General approaches and tissue-specific considerations. *European Spine Journal*, 17(Supl. 4), S467–S579. <http://doi.org/10.1007/s00586-008-0745-3>
- Chan, B. P., & Leong, K. W. (2008b). Scaffolding in tissue engineering: General approaches and tissue-specific considerations. *European Spine Journal*, 17(SUPPL. 4). <http://doi.org/10.1007/s00586-008-0745-3>

- Compan, T. O. M. T. M. (2008). Tinius Olsen Bench Machines Model H5K-T UTM. Retrieved April 30, 2015, from <http://www.tiniusolsen.com/products/bench-machines/bench-h5k-t.html>
- Cook, P., Koll, B., & Hambly, J. (2013). Training Manual Rhinoceros® Level 1. Seattle, USA: Robert McNell & Associates. Retrieved from <http://www.protojewel.com/introduccion.pdf>
- Croccolo, D., De Agostinis, M., & Olmi, G. (2013). Experimental characterization and analytical modelling of the mechanical behaviour of fused deposition processed parts made of ABS-M30. *Computational Materials Science*, 79, 506–518. <http://doi.org/10.1016/j.commatsci.2013.06.041>
- Cullinane, D. M., & Einhorn, T. A. (2002). Biomechanics of bone. In J. P. Bilezikian, L. G. Raisz, & G. A. Rodan (Eds.), *Principle of bone biology* (Second, Vol. 1, pp. 17–32). United States of America: Academic Press.
- De Ciurana, J., Serenó, L., & Vallès, È. (2013). Selecting process parameters in RepRap additive manufacturing system for PLA scaffolds manufacture. *Procedia CIRP*, 5, 152–157. <http://doi.org/10.1016/j.procir.2013.01.031>
- De Marchi, M. (2012). Manual de instrucciones (Kisslicer). Retrieved February 14, 2015, from <http://www.kisslicer.com/KISSlicerQuickStart.html>
- Díaz López, V., Gauchía Babé, A., López Boada, B., López Boada, M. Jesús, & Álvarez Caldas, C. (2012). *Análisis de una grúa por elementos finitos según la Norma UNE 58132-2*. Madrid, España. Retrieved from http://ocw.uc3m.es/ingenieria-mecanica/ingenieria-de-transportes/pract_2_grua.pdf
- Ding, C., Qiao, Z., Jiang, W., Li, H., Wei, J., Zhou, G., & Dai, K. (2013). Regeneration of a goat femoral head using a tissue-specific, biphasic scaffold fabricated with CAD/CAM technology. *Biomaterials*, 34(28), 6706–6716. <http://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2013.05.038>
- Domingos, M., Intranuovo, F., Gloria, a., Gristina, R., Ambrosio, L., Bártolo, P. J., & Favia, P. (2013). Improved osteoblast cell affinity on plasma-modified 3-D extruded PCL scaffolds. *Acta Biomaterialia*, 9(4), 5997–6005. <http://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.12.031>
- Estrada, C., Paz, A. C., & López, L. E. (2006). INGENIERÍA DE TEJIDO ÓSEO: Consideraciones Básicas. *Revista EIA*, (5), 93–100.
- Éva Lakatos, L. M. and I. B. (2014). Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *Journal of Medical Engineering*, 2014, 7. <http://doi.org/47539>

- Fairgrieve, S. I., & Oost, T. S. (2001). Histology and morphology of bone. In *Human Skeletal Anatomy : Laboratory manual and Workbook* (pp. 3–16). Springfield, Illinois, USA: Charles C. Thomas Publisher.
- Frías Valero, E. (2014). *Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos*. UPC.
- Futero. (2009). *Futero Poly-Lactic Acid. Injection grade. Technical data sheet*. Bélgica.
- García, F., Palacio, C., & García, U. (2009). Generación de mallas no estructuradas para la implementación de modelos numéricos. *Dyna, Año 76, 157, 17–25*.
- Guede, D., González, P., & Caeiro, J. R. (2013). Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos. *Revista de Osteoporosis Y Metabolismo Mineral, 5(1), 43–50*. <http://doi.org/10.4321/S1889-836X2013000100008>
- Guerra Pérez, F., & Vallejo Martín, H. (2009). Química y tecnología de macromoléculas. Aplicaciones de los polisacáridos en la obtención de biopolímeros: Poli (Ácido) Láctico. Retrieved January 20, 2015, from [http://www.eis.uva.es/~macromol/curso08-09/pla/Pag web/acido polilactico.html](http://www.eis.uva.es/~macromol/curso08-09/pla/Pag_web/acido_polilactico.html)
- Instituto Colombiano de Normas Técnicas y Certificación. (1995). *Norma Técnica Colombiana. NTC 2. Siderurgia. Ensayo de tracción para materiales metálicos. Método de ensayo a temperatura ambiente.*(Tercera). Bogotá: ICONTEC.
- IQ Solutions, I. (2014). Bone Health For Life. Retrieved January 30, 2015, from http://www.niams.nih.gov/Health_Info/Bone/Bone_Health/bone_health_for_life.asp
- Ivancevic, V. G., & Ivancevic, T. T. (2005). Natural mechanics of biodynamics. In *Natural Biodynamics* (pp. 261–426). Singapore: World Scientific Publishing.
- Jabbari, E., & Sarvestani, A. S. (2015). Bioinspired Engineered Nanocomposites for Bone Tissue Engineering.
- Kalita, S. J., Bose, S., Hosick, H. L., & Bandyopadhyay, A. (2003). Development of controlled porosity polymer-ceramic composite scaffolds via fused deposition modeling. *Materials Science and Engineering C, 23(5), 611–620*. [http://doi.org/10.1016/S0928-4931\(03\)00052-3](http://doi.org/10.1016/S0928-4931(03)00052-3)
- Kisslicer©. (2014). Kisslicer©. United States of America: Kisslicer. Retrieved from <http://www.kisslicer.com/download.html>

- Laboratorio de Antropología Física y Anatomía Humana. (2013). Algunos aspectos del sistema locomotor. Retrieved April 27, 2014, from <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/morfo1/osteomorfo.html>
- Lakatos, É., Magyar, L., & Bojtár, I. (2014). Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone, 2014. <http://doi.org/470539>
- Leong, K. F., Cheah, C. M., & Chua, C. K. (2003). Solid freeform fabrication of three-dimensional scaffolds for engineering replacement tissues and organs. *Biomaterials*, 24(13), 2363–2378. [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00030-9](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00030-9)
- Letcher, T., & Waytashek, M. (2014). Material property testing of 3d-printed specimen in PLA on an entry-level 3d printer. In ASME (Ed.), *Proceedings of the ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress & Exposition* (p. 8). Quebec, Canada.
- Martin, R. B. (1991). Determinants of the mechanical properties of bones. *Journal of Biomechanics*, 24(Suppl. 1), 79–88. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90379-2](http://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90379-2)
- McNeel, R., & Associates. (2011). McNeel North America - Contact. Retrieved May 8, 2015, from <http://www.en.na.mcneel.com/contact.htm>
- Medina, R., Salas, M., Luco, R., & Bertram, V. (2005). Análisis de estructuras navales mediante el método de elementos finitos. *Síntesis Tecnológica*, 2(1), 27–36. Retrieved from http://mingaonline.uach.cl/scielo.php?pid=S0718-025X2005000100004&script=sci_arttext
- Meulen, M. C. H. Van Der, & Prendergast, P. J. (2001). Skeletal structure : synthesis of mechanics and cell biology. In J. M. T. Thompson (Ed.), *Visions of the future : Chemistry and Life Science* (pp. 113–126). Cambridge: Cambridge University Press.
- Meyers, M. A., Chen, P.-Y., Lin, A. Y.-M., & Seki, Y. (2008). Biological materials: Structure and mechanical properties. *Progress in Materials Science*, 53(1), 1–206. <http://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2007.05.002>
- Minitab Inc. (2015). Minitab®17. State College PA 16801-3008 USA. Retrieved from <http://www.minitab.com/es-mx/products/minitab/features/>
- Mitutoyo America Corporation. (2015). Durómetros, equipos de ensayo y sismómetros. Retrieved from <http://www.mitutoyosudamerica.com/imagenes/catalogos/durometria.pdf>
- Morvillo, N., & Schmidt, M. (2006). The integumentary, skeletal, and muscular systems: Protection, support, and movement. In *The MCAT Biology Book* (pp. 191–208). Los Angeles: Nova Press.

- Muniz Renno, A. C., Matsumoto, M., & Araki Ribeiro, D. (2010). Bone Regeneration : Growth Factors , Augmentation Procedures and Tissue Engineering Application. In V. Legard & R. Schluter (Eds.), *Bone regeneration : Growth factors, augmentation procedures and tissue engineering applications* (pp. 93–118). New York: Nova Science Publishers.
- Navarro Angarita, H., & Ramírez Rocha, G. A. (2008). *Diseño y construcción de un tribómetro para la realización de pruebas de desgaste-corrosión en biomateriales*. Universidad Industrial de Santander. Retrieved from repositorio.uis.edu.co/jspui/bitstream/123456789/5789/2/125784.pdf
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2004). *Biomecánica básica del sistema muculoesquelético* (Tercera). Madrid: McGraw-Hill.
- Orozco Grajales, G. A. (2011). *Desarrollo de procedicimiento para generar mallas de elementos finitos del cerebro*. Universidad del Valle.
- Pedernera, M. M. (2014). Definiciones - Revista I3D. Retrieved April 28, 2015, from <http://i3drevista.com/category/definiciones/>
- Pezzotti, S., & Antico, F. (2008). Estructuras III. In *Introducción a la teoría de elementos finitos*. La Plata, Argentina: Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de la Plata.
- Porter, J. R., Ruckh, T. T., & Popat, K. C. (2009). Bone tissue engineering: A review in bone biomimetics and drug delivery strategies. *Biotechnology Progress*, 25(6), 1539–1560. <http://doi.org/10.1002/btpr.246>
- Posadas, S. U. (2015). Evoluión histórica de los programas laminadores para impresión 3D FFF.
- Ramirez Camarero, G., & Vidal Calvet, M. (2011). ISSUU - Manual de Grasshopper Nivel 1 de frikearq .com. Retrieved November 8, 2014, from http://issuu.com/frikearq/docs/cursogh_nivel_1_manual
- Ramírez Rincón, L. A. (2011). *Uso de acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) post-consumo en la obención de derivados poliméricos con valor agregado*. Universidad Industrial de Santander.
- Repetier. (2013). Repetier Host. Alemania: Repetier. Retrieved from <http://www.repetier.com/documentation/repetier-host/>
- Rho, J. Y., Kuhn-Spearing, L., & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering and Physics*, 20(2), 92–102. [http://doi.org/10.1016/S1350-4533\(98\)00007-1](http://doi.org/10.1016/S1350-4533(98)00007-1)

- Rincón Rincón, E., Ros Felip, A., Claramut Alonso, R., & Arranz Merino, F. (2004a). Caracterización mecánica del material óseo. *Tecnología Y Desarrollo*, 2, 27. Retrieved from <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=905460&info=resumen&idioma=SPA>
- Rincón Rincón, E., Ros Felip, A., Claramut Alonso, R., & Arranz Merino, F. (2004b). Caracterización mecánica del material óseo. *Tecnología Y Desarrollo*, 2, 27.
- Rojas Cruz, M. C. (2014, July). Elementos finitos. 7, 46–51. Retrieved from http://www.metalactual.com/ediciones.php?ed_id=7
- Serna C., L., Rodríguez de S., A., & Albán A., F. (2011). Ácido Poliláctico (PLA): Propiedades y Aplicaciones. *Revista Ingeniería Y Competitividad*, 5(1), 16–26. Retrieved from <http://revistaingenieria.univalle.edu.co:8000/index.php/incompe/article/view/61>
- Shor, L., Güçeri, S., & Sun, W. (2006). Precision extrusion deposition of polycaprolactone/hydroxyapatite tissue scaffolds. *Solid Free Form Fabrication Proceedings*, 96–101. Retrieved from <http://edge.rit.edu/edge/P10551/public/SFF/SFF2006Proceedings/Manuscripts/09-Shor.pdf>
- Shor, L., Güçeri, S., Wen, X., Gandhi, M., & Sun, W. (2007). Fabrication of three-dimensional polycaprolactone/hydroxyapatite tissue scaffolds and osteoblast-scaffold interactions in vitro. *Biomaterials*, 28(35), 5291–5297. <http://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.08.018>
- Shrivats, A. R., McDermott, M. C., & Hollinger, J. O. (2014). Bone tissue engineering: State of the union. *Drug Discovery Today*, 19(6), 781–786. <http://doi.org/10.1016/j.drudis.2014.04.010>
- Siemens Industry Software, S. L. (2015). FEA / Análisis de elementos Finitos. Retrieved from http://www.plm.automation.siemens.com/es_es/plm/fea.shtml
- Siim and Co. S.L. (2015). Propiedades físicas y mecánicas de materiales RAE-1018. España.
- Sistema Integral de Información de la Protección Social. (2013). *Prestaciones*. Bogotá.
- Systèmes, D., & Corp., S. (2015). Análisis no lineal. Retrieved January 15, 2015, from <http://www.solidworks.es/sw/products/simulation/non-linear-analysis.htm>
- Tellis, B. C., Szivek, J. a., Bliss, C. L., Margolis, D. S., Vaidyanathan, R. K., & Calvert, P. (2008). Trabecular scaffolds created using micro CT guided fused deposition

modeling. *Materials Science and Engineering C*, 28(1), 171–178. <http://doi.org/10.1016/j.msec.2006.11.010>

Test Standard Labs LLC. (2014). *ABS Data Sheet*. Dade City, FL, USA.

Torras, M. (2013a). ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas - Impresoras3d.com. Retrieved November 5, 2014, from <http://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>

Torras, M. (2013b). El warping: qué es y como evitarlo - Impresoras3d.com. Retrieved September 3, 2014, from <http://www.impresoras3d.com/el-warping-como-evitarlo/>

Velandia, D. (2011). Modelado digital y diseño paramétrico como opción en la experimentación, desarrollo, visualización y toma de decisiones para estudiantes de arquitectura: Experiencias en un curso electivo. Bogotá. Retrieved from http://cumincad.architexturez.net/system/files/pdf/sigradi2011_220.content.pdf

Velasco-Peña, M. A., & Garzón-Alvarado, D. A. (2010). Implantes scaffolds para regeneración ósea. materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión. *Revista Cubana de Investigaciones Biomedicas*, 29(1), 140–154.

Vénere, M. J. (1996). Procedimientos para la generación de mallas tridimensionales de elementos finitos. *Revista Internacional de Métodos Numéricos Para El Cálculo Y Diseño En Ingeniería*, 12(1), 3–16.

Viana, T., Biscaia, S., Almeida, H. a., & Bártolo, P. J. (2013). Permeability evaluation of lay-down patterns and pore size of PCL scaffolds. *Procedia Engineering*, 59, 255–262. <http://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.05.119>

Yang, S., Leong, K.-F., Du, Z., & Chua, C.-K. (2002). The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part II. Rapid prototyping techniques. *Tissue Engineering*, 8(1), 1–11. <http://doi.org/10.1089/107632702753503009>

Yeong, W.-Y., Chua, C.-K., Leong, K.-F., & Chandrasekaran, M. (2004). Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential. *Trends in Biotechnology*, 22(12), 643–652. <http://doi.org/10.1016/j.tibtech.2004.10.004>

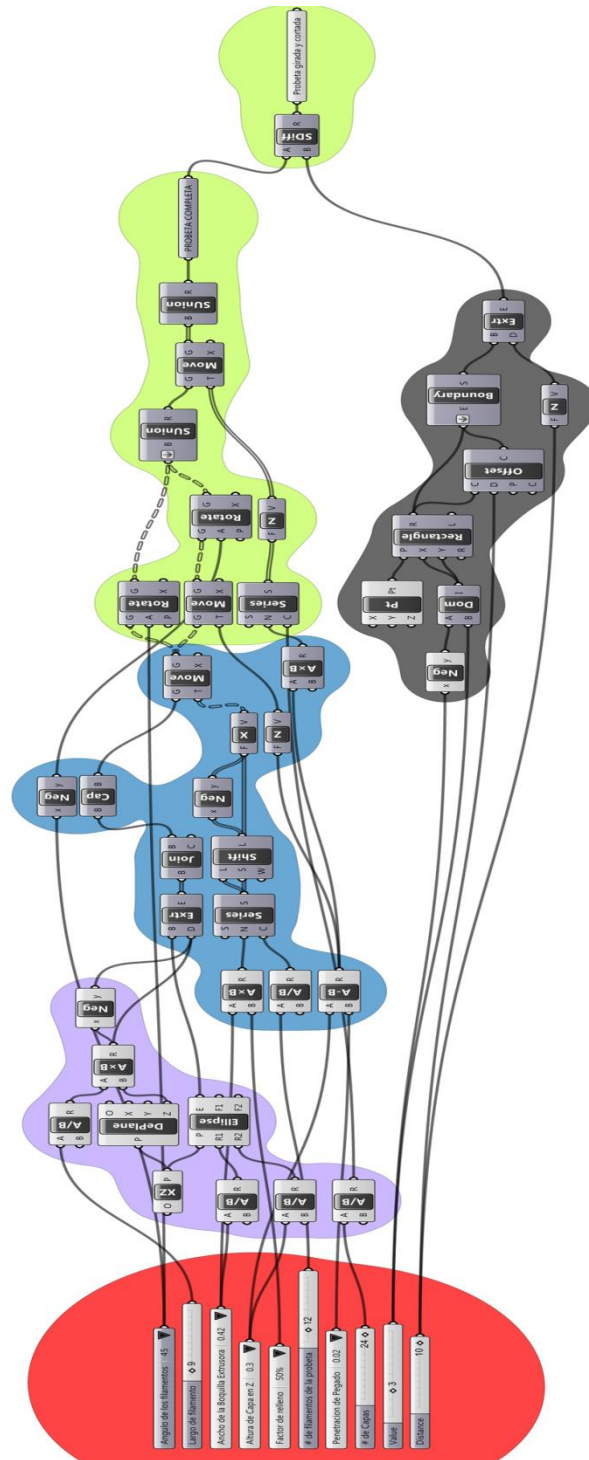
Zein, I., Hutmacher, D. W., Tan, K. C., & Teoh, S. H. (2002a). Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*, 23(4), 1169–1185. [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00232-0](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00232-0)

Zein, I., Hutmacher, D. W., Tan, K. C., & Teoh, S. H. (2002b). Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. *Biomaterials*, 23, 1169–1185. [http://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00232-0](http://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00232-0)

Zienkiewicz, O. C. (2007). Criterios de convergencia. In E. O. I. de Ibarra (Ed.), *El método de los elementos finitos* (pp. 23–40). Maidenhead, Berkshire, England: Ediciones Reverté S.A. Retrieved from <https://books.google.com.co/books?hl=es&lr=&id=D-m0OmYSoIMC&oi=fnd&pg=PR7&dq=tama%C3%B1o+de+los+elementos+finitos&ots=7YBGCBgre7&sig=S4nbqC5fwiAYZaKCYfpxU-vFdZg#v=onepage&q=tama%C3%B1o+de+los+elementos+finitos&f=false>

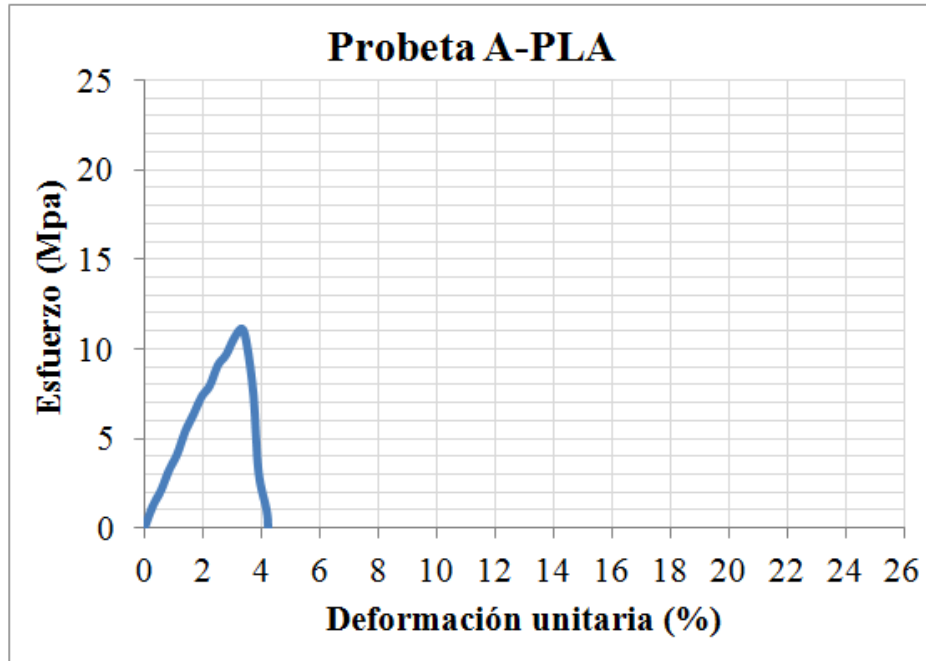
ANEXOS

ANEXO A. Código Grasshopper para el modelado CAD de las probetas

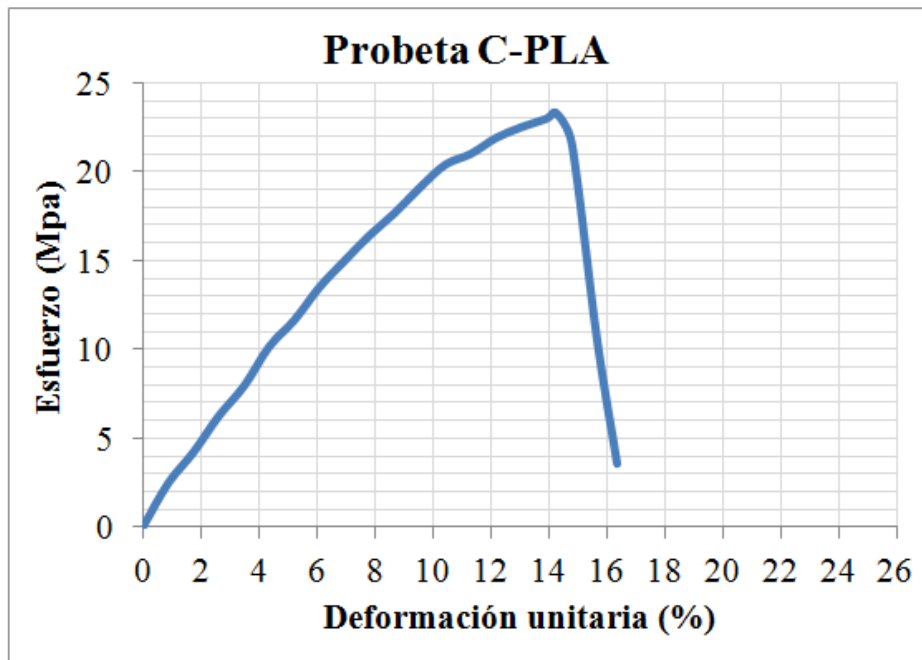


ANEXO B. Curvas de esfuerzo vs. Deformación de las probetas evaluadas

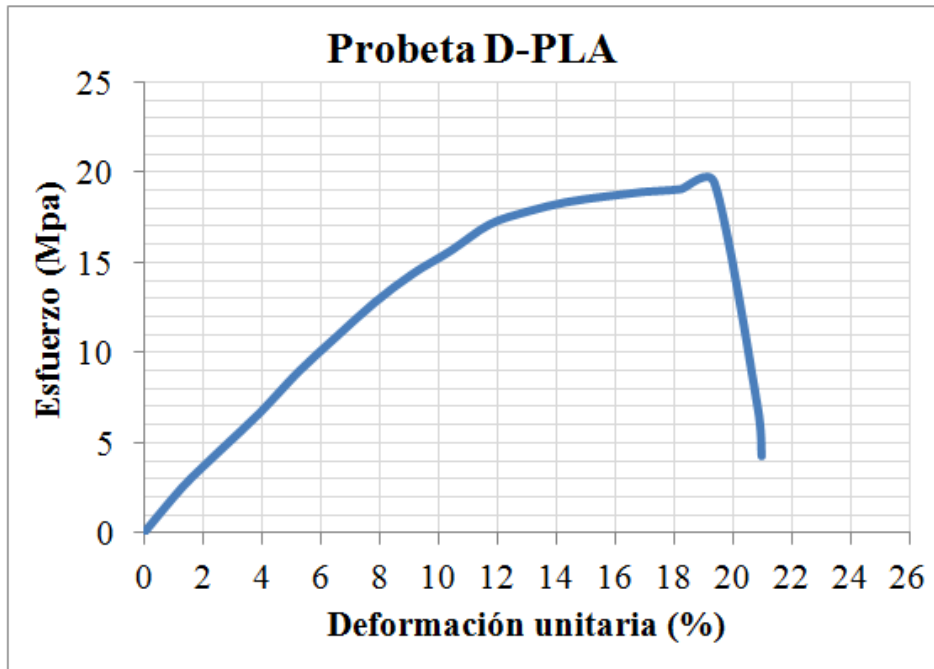
Probeta A. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 45/135^\circ$)



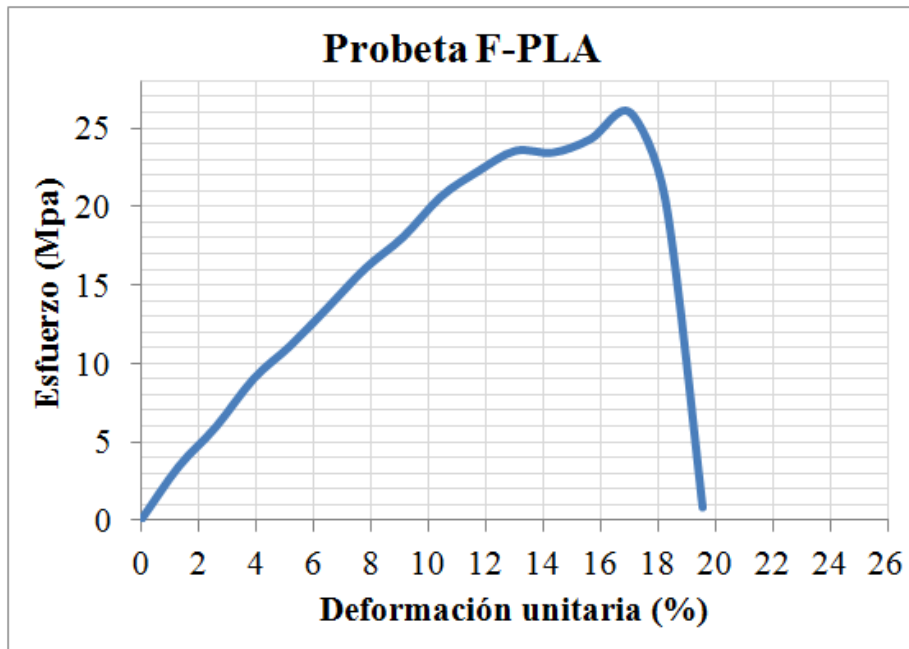
Probeta C. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$)



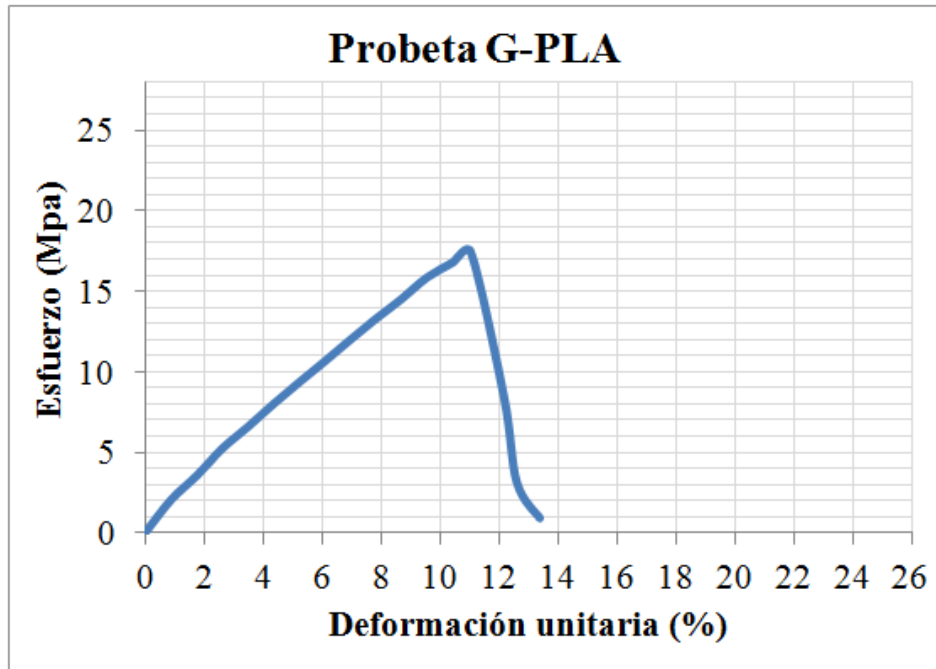
Probeta D. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=50\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$)



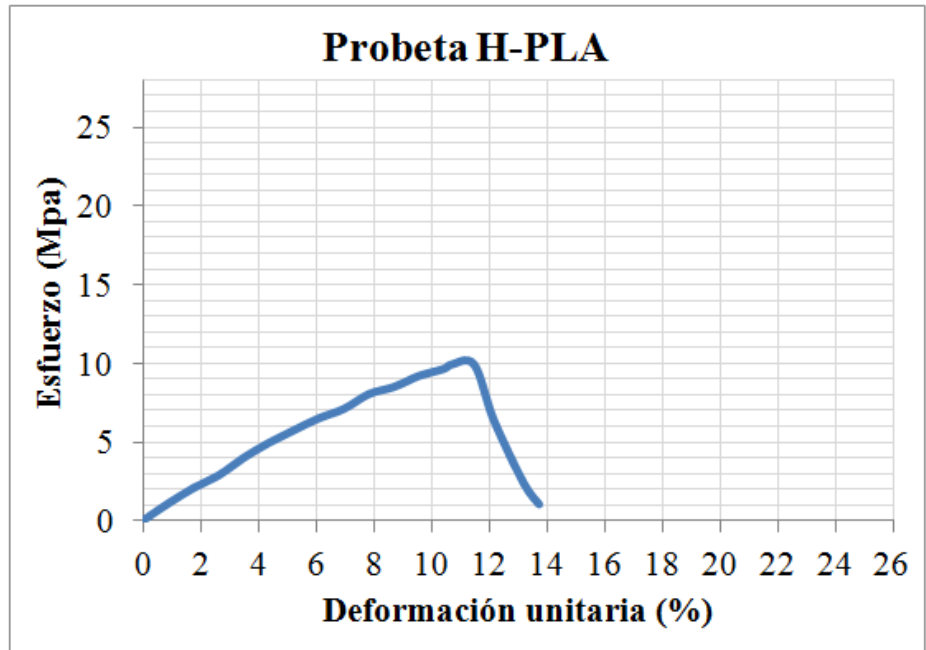
Probeta F. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=50\%$; $c=2$; $a = 0/90^\circ$)



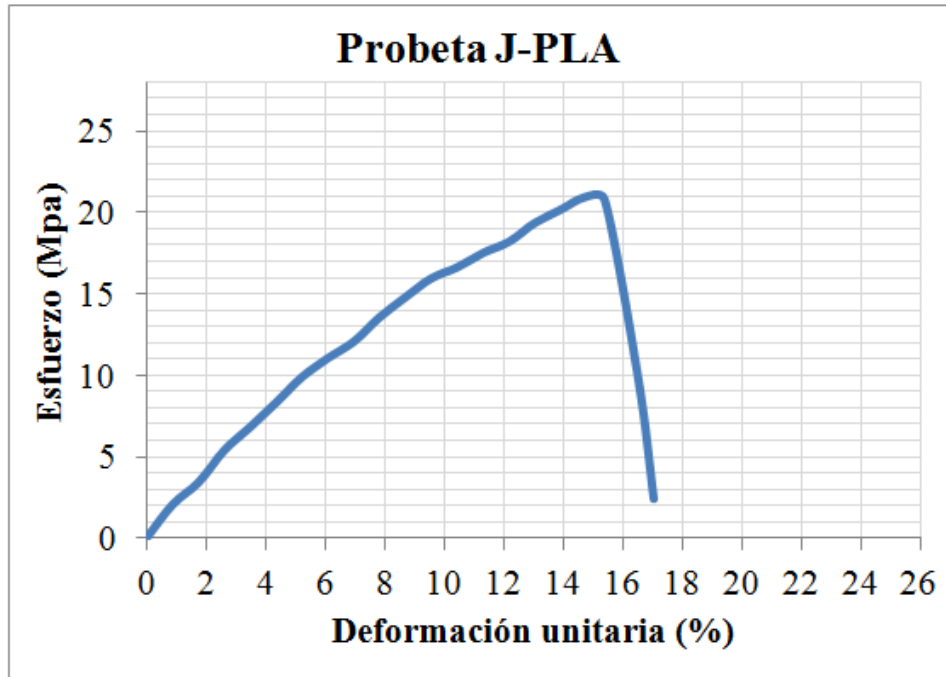
Probeta G. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=67\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$)



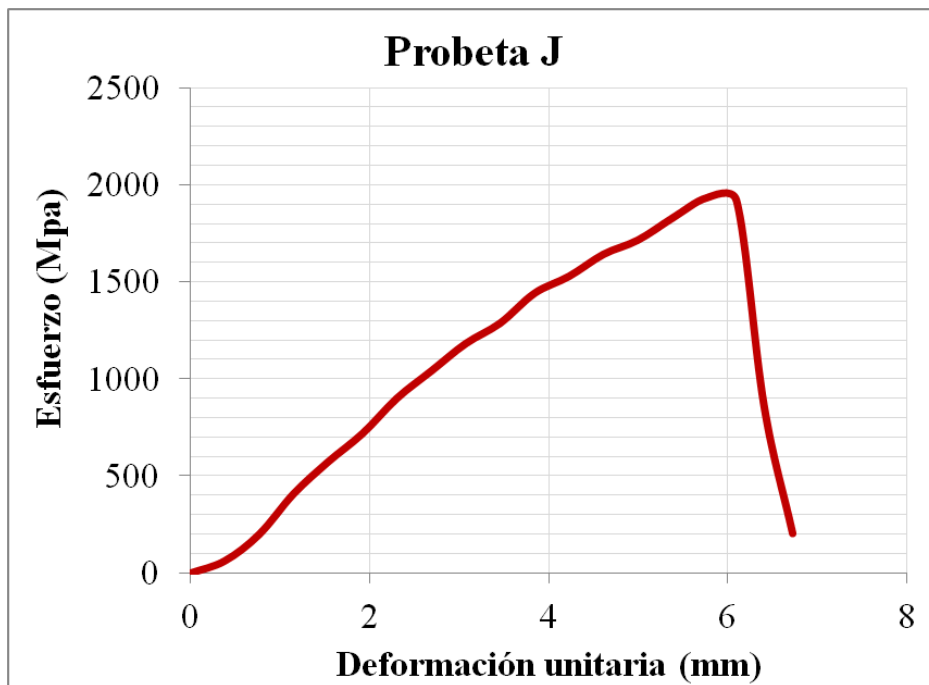
Probeta H. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=67\%$; $c=0$; $a = 45/135^\circ$)



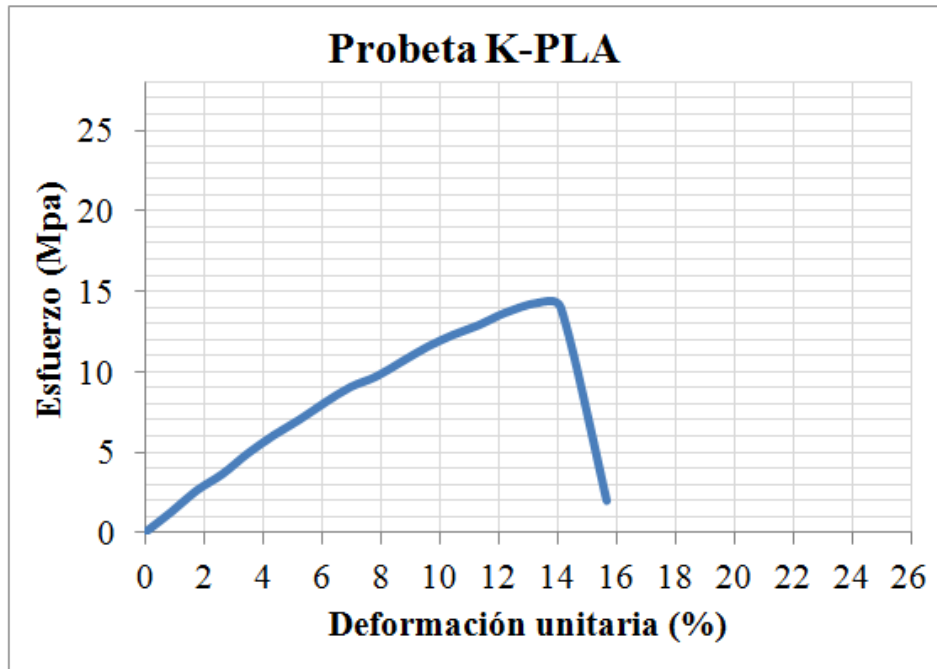
Probeta J. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 0/90^\circ$)



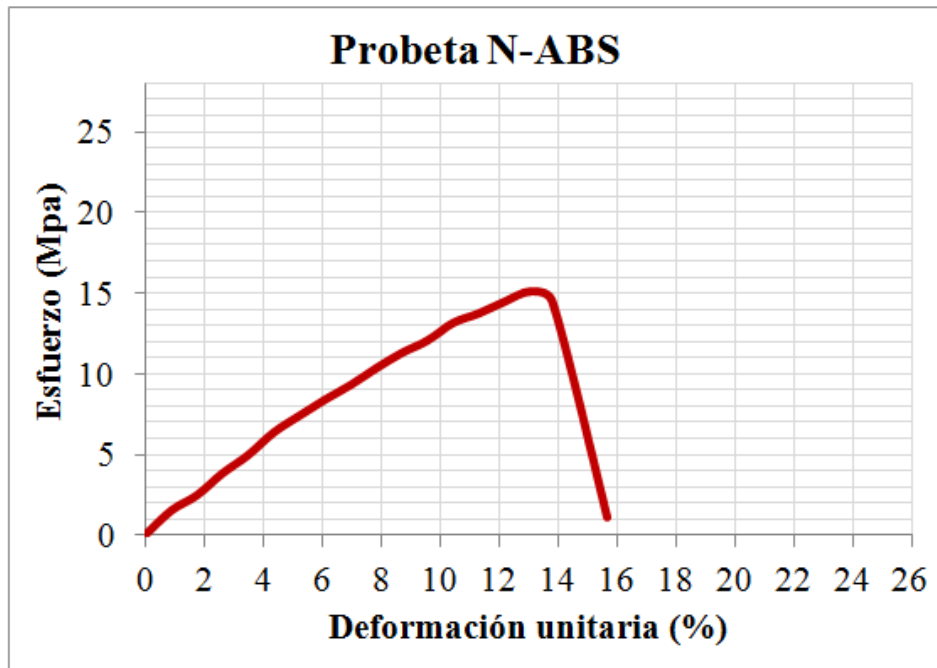
Probeta J. PLA Curva de Desplazamiento vs Esfuerzo



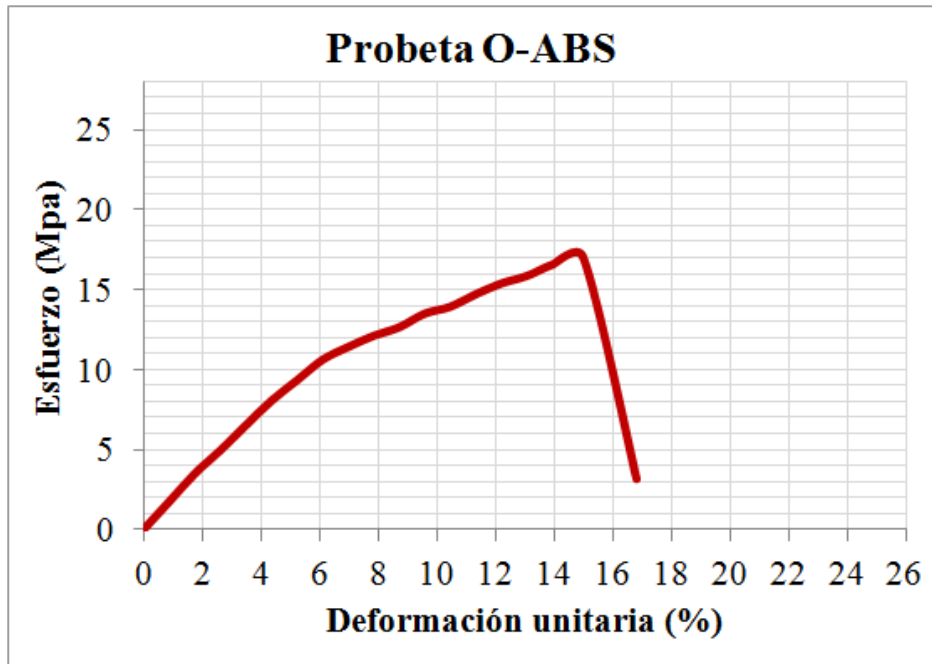
Probeta K. PLA. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$)



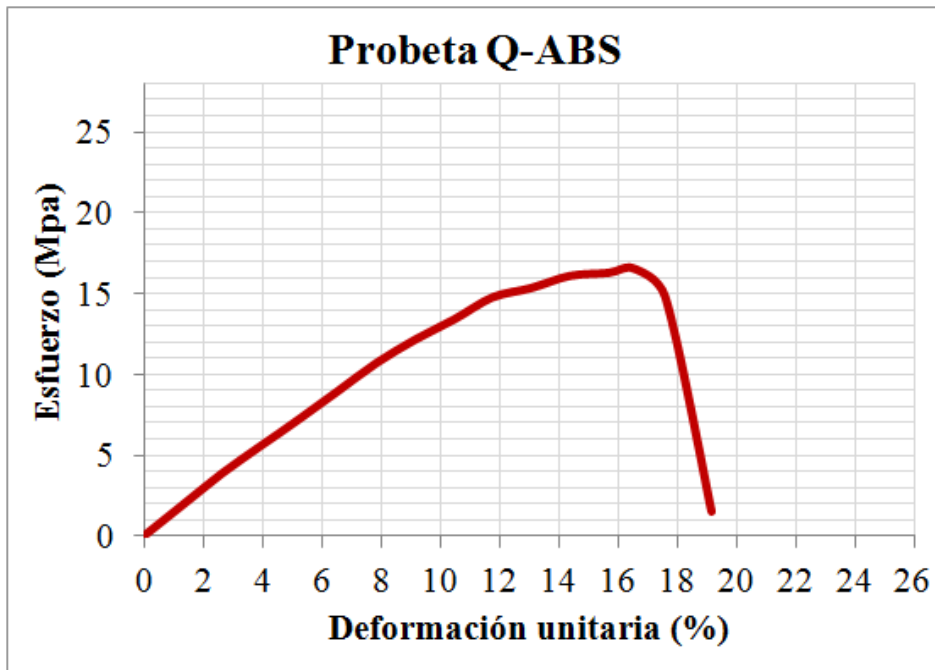
Probeta N. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 45/135^\circ$)



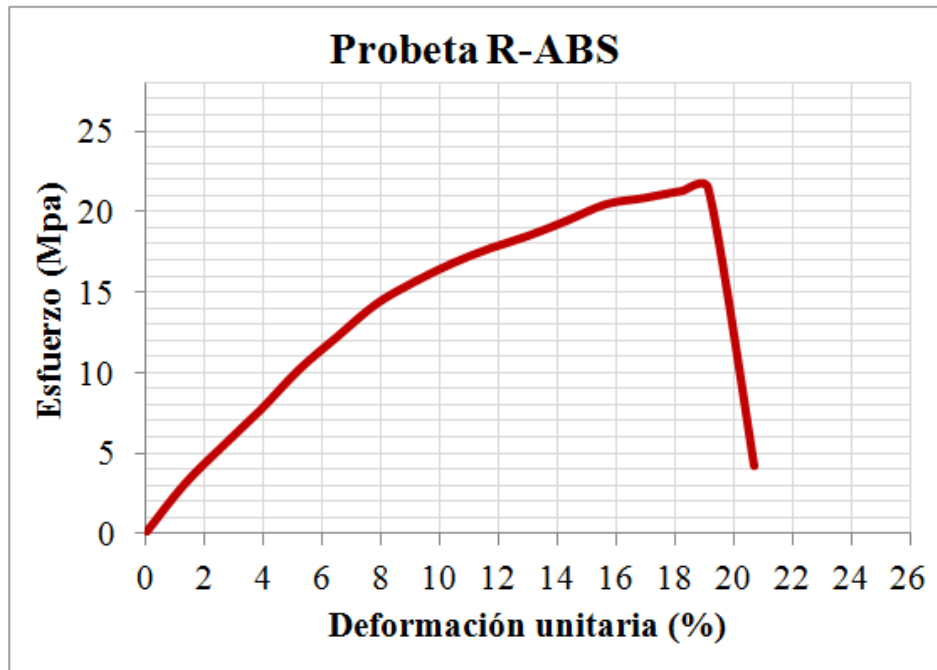
Probeta O. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=50\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$)



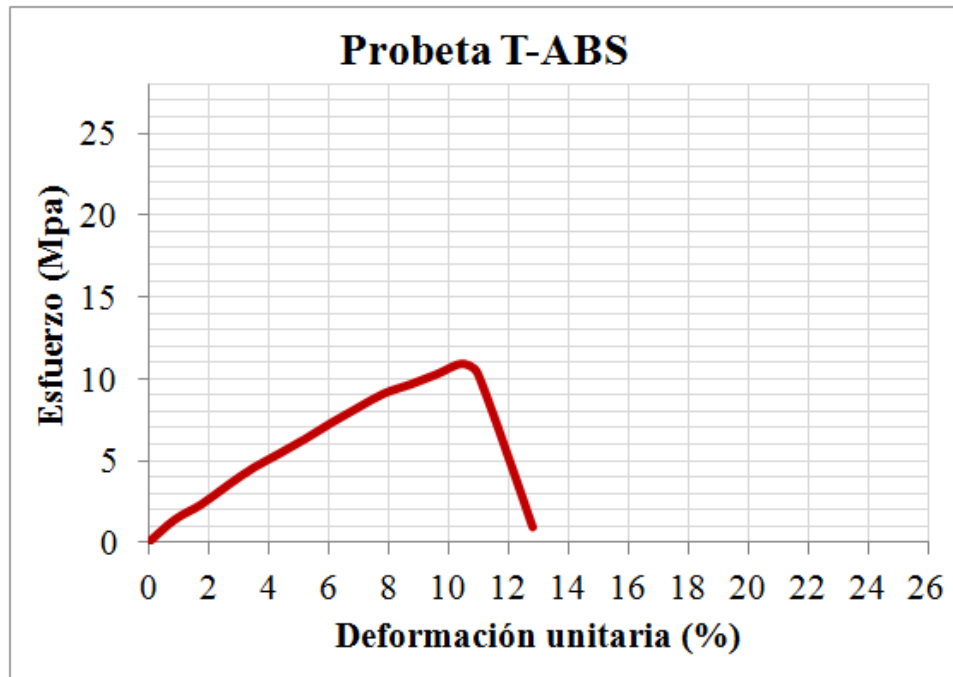
Probeta Q. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=50\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$)



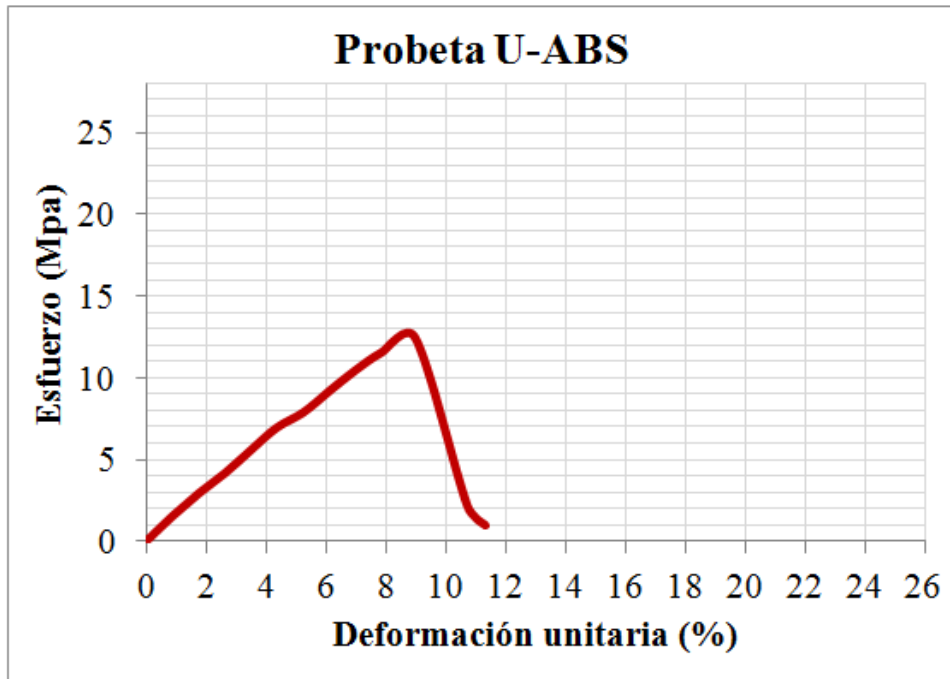
Probeta R. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=50\%$; $c=2$; $a = 0/90^\circ$)



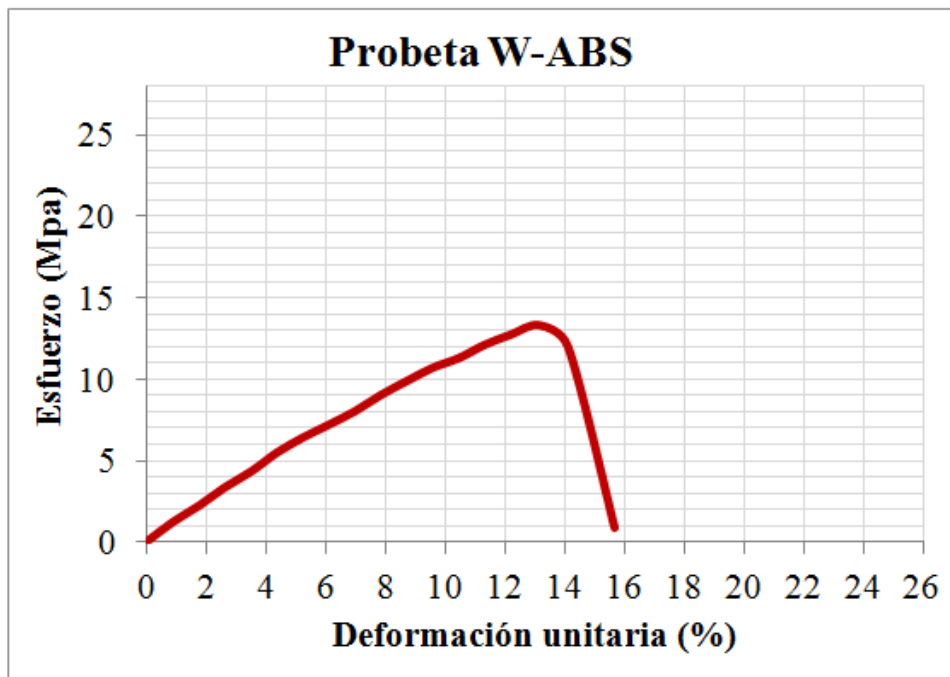
Probeta T. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=67\%$; $c=0$; $a = 45/135^\circ$)



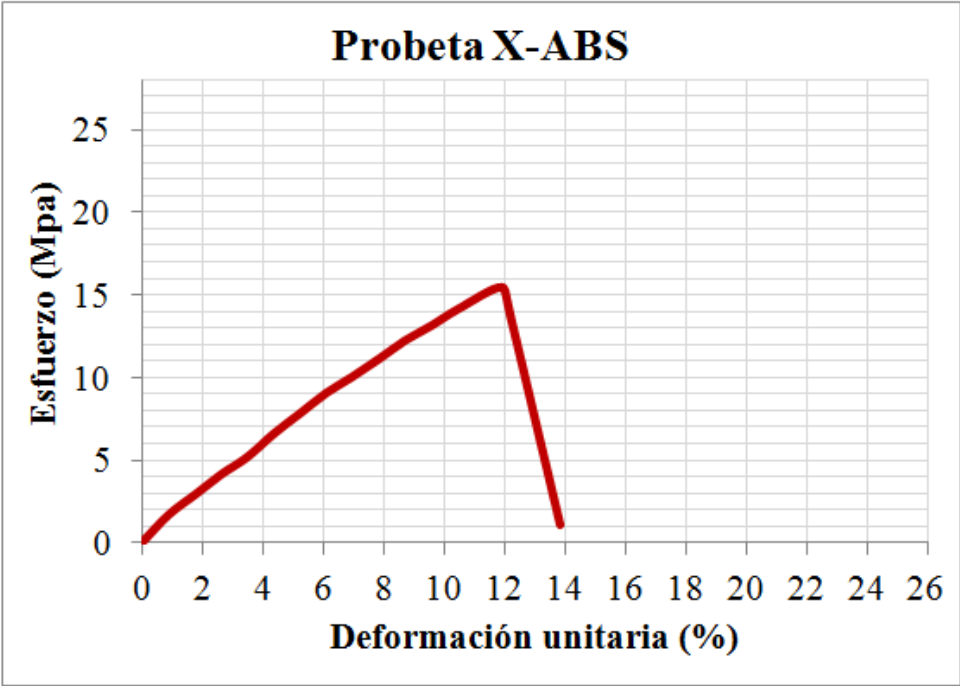
Probeta U. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,2$; $p=67\%$; $c=0$; $a = 0/90^\circ$)



Probeta W. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 45/135^\circ$)



Probeta X. ABS. Configuración de impresión: ($e=0,3$; $p=67\%$; $c=2$; $a = 0/90^\circ$)



ANEXO C. Regresiones múltiples para los parámetros de impresión vs propiedades mecánicas de las estructuras porosas (*Minitab17*)

Material PLA:

Esfuerzo último a tensión ó Resistencia a la tensión:

Análisis de regresión: Resistencia a la vs. Espesor de Capa; Porosidad; Ángulo de Trama

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|-----------------|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 3 | 215,99 | 94,72% | 215,99 | 71,997 | 23,93 | 0,005 |
| Espesor de Capa | 1 | 44,57 | 19,55% | 44,57 | 44,573 | 14,82 | 0,018 |
| Porosidad | 1 | 36,67 | 16,08% | 36,67 | 36,670 | 12,19 | 0,025 |
| Ángulo de Trama | 1 | 134,75 | 59,09% | 134,75 | 134,749 | 44,79 | 0,003 |
| Error | 4 | 12,03 | 5,28% | 12,03 | 3,008 | | |
| Total | 7 | 228,03 | 100,00% | | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|---------|----------------|
| 1,73443 | 94,72% | 90,77% | 48,1320 | 78,89% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del | | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|--------|--------|--|------------------|---------|---------|------|
| | | coef. | | | | | |
| Constante | 8,43 | 5,57 | | (-7,02; 23,88) | 1,52 | 0,204 | |
| Espesor de Capa | 47,2 | 12,3 | | (13,2; 81,3) | 3,85 | 0,018 | 1,00 |
| Porosidad | -25,19 | 7,21 | | (-45,22; -5,16) | -3,49 | 0,025 | 1,00 |
| Ángulo de Trama | 0,1824 | 0,0273 | | (0,1067; 0,2581) | 6,69 | 0,003 | 1,00 |

Ecuación de regresión

$$\text{Resistencia a la Tensión(Mpa)} = 8,43 + 47,2 \text{ Espesor de Capa} - 25,19 \text{ Porosidad} + 0,1824 \text{ Ángulo de Trama}$$

Módulo de Elasticidad:

Análisis de regresión: Módulo Elasticidad vs. Espesor de Capa; Porosidad; Ángulo de Trama

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC | Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|-----------------|----|--------|------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 3 | 6767,1 | | 93,95% | 6767,1 | 2255,7 | 20,72 | 0,007 |
| Espesor de Capa | 1 | 473,2 | | 6,57% | 473,2 | 473,2 | 4,35 | 0,105 |
| Porosidad | 1 | 713,8 | | 9,91% | 713,8 | 713,8 | 6,56 | 0,063 |
| Ángulo de Trama | 1 | 5580,2 | | 77,48% | 5580,2 | 5580,2 | 51,26 | 0,002 |
| Error | 4 | 435,4 | | 6,05% | 435,4 | 108,9 | | |
| Total | 7 | 7202,5 | | 100,00% | | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|-----------------------|------------------|-------------------|
| 10,4336 | 93,95% | 89,42% | 1741,76 | 75,82% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|--------|-----------------|-----------------|---------|---------|------|
| Constante | 67,6 | 33,5 | (-25,4; 160,5) | 2,02 | 0,114 | |
| Espesor de Capa | 153,8 | 73,8 | (-51,0; 358,6) | 2,08 | 0,105 | 1,00 |
| Porosidad | -111,1 | 43,4 | (-231,6; 9,4) | -2,56 | 0,063 | 1,00 |
| Ángulo de Trama | 1,174 | 0,164 | (0,719; 1,629) | 7,16 | 0,002 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Módulo Elasticidad = 67,6 + 153,8 Espesor de Capa - 111,1 Porosidad + 1,174 Ángulo de Trama

Dureza Vickers:

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Espesor de capa; Porosidad; Angulo de trama

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|-----------------------|---------|-------------------|
| 46,9783 | 90,79% | 83,88% | 35311,3 | 63,16% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|-------|-----------------|-----------------|---------|---------|------|
| Constante | 1094 | 118 | (765; 1423) | 9,24 | 0,001 | |
| Espesor de capa | 106 | 332 | (-816; 1028) | 0,32 | 0,766 | 1,00 |
| Porosidad | -1192 | 195 | (-1734; -649) | -6,10 | 0,004 | 1,00 |
| Angulo de trama | 1,080 | 0,738 | (-0,970; 3,129) | 1,46 | 0,217 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Dureza Vickers (HV) = 1094 + 106 Espesor de capa - 1192 Porosidad + 1,080 Angulo de trama

Material ABS:

Esfuerzo último a tensión ó Resistencia a la tensión:

Análisis de regresión: Resistencia a la vs. Espesor de Capa; Porosidad; Ángulo de Trama

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|-----------------|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 3 | 70,228 | 95,28% | 70,228 | 23,4092 | 26,94 | 0,004 |
| Espesor de Capa | 1 | 16,108 | 21,86% | 16,108 | 16,1080 | 18,54 | 0,013 |
| Porosidad | 1 | 40,461 | 54,90% | 40,461 | 40,4607 | 46,57 | 0,002 |
| Ángulo de Trama | 1 | 13,659 | 18,53% | 13,659 | 13,6588 | 15,72 | 0,017 |
| Error | 4 | 3,475 | 4,72% | 3,475 | 0,8688 | | |
| Total | 7 | 73,703 | 100,00% | | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. PRESS | R-cuad. (pred) |
|----------|---------|--------------------|---------------|----------------|
| 0,932108 | 95,28% | 91,75% | 13,9012 | 81,14% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|--------|--------------|------------------|---------|---------|------|
| Constante | 19,77 | 2,99 | (11,46; 28,07) | 6,61 | 0,003 | |
| Espesor de Capa | 28,38 | 6,59 | (10,08; 46,68) | 4,31 | 0,013 | 1,00 |
| Porosidad | -26,46 | 3,88 | (-37,22; -15,69) | -6,82 | 0,002 | 1,00 |
| Ángulo de Trama | 0,0581 | 0,0146 | (0,0174; 0,0987) | 3,96 | 0,017 | 1,00 |

Ecuación de regresión

$$\text{Resistencia a la Tensión(Mpa)} = 19,77 + 28,38 \text{ Espesor de Capa} - 26,46 \text{ Porosidad} + 0,0581 \text{ Ángulo de Trama}$$

Módulo de elasticidad:

Análisis de regresión: Módulo Elasticidad vs. Espesor de Capa; Porosidad; Ángulo de Trama

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|-----------------|----|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 3 | 1900,52 | 633,51 | 34,71 | 0,003 |
| Espesor de Capa | 1 | 0,81 | 0,81 | 0,04 | 0,843 |
| Porosidad | 1 | 236,49 | 236,49 | 12,96 | 0,023 |
| Ángulo de Trama | 1 | 1663,22 | 1663,22 | 91,12 | 0,001 |
| Error | 4 | 73,01 | 18,25 | | |
| Total | 7 | 1973,53 | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|----------------|
| 4,27232 | 96,30% | 93,53% | 85,20% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|--------|--------------|---------|---------|------|
| Constante | 97,2 | 13,7 | 7,09 | 0,002 | |
| Espesor de Capa | 6,4 | 30,2 | 0,21 | 0,843 | 1,00 |
| Porosidad | -64,0 | 17,8 | -3,60 | 0,023 | 1,00 |
| Ángulo de Trama | 0,6408 | 0,0671 | 9,55 | 0,001 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Módulo Elasticidad = 97,2 + 6,4 Espesor de Capa - 64,0 Porosidad + 0,6408 Ángulo de Trama

Dureza:

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Espesor de capa; Porosidad; Angulo de trama

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|-----------------------|---------|-------------------|
| 11,3131 | 97,63% | 95,86% | 2047,78 | 90,53% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del | | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-----------------|--------|--------|------------------|-----------|---------|---------|-----|
| | | coef. | | | | | |
| Constante | 914,5 | 28,5 | (835,4; 993,7) | 32,07 | 0,000 | | |
| Espesor de capa | 36,7 | 80,0 | (-185,4; 258,8) | 0,46 | 0,670 | 1,00 | |
| Porosidad | -603,9 | 47,1 | (-734,6; -473,3) | -12,83 | 0,000 | 1,00 | |
| Angulo de trama | 0,052 | 0,178 | (-0,442; 0,545) | 0,29 | 0,785 | 1,00 | |

Ecuación de regresión

Dureza Vickers (HV) = 914,5 + 36,7 Espesor de capa - 603,9 Porosidad + 0,052 Angulo de trama

Anexo D. Análisis de varianza de las interacciones entre los parámetros de impresión

Material PLA:

Dureza vs Módulo de elasticidad

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Módulo Elasticidad

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|--------------------|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 1 | 21772 | 22,71% | 21772 | 21772 | 1,76 | 0,232 |
| Módulo Elasticidad | 1 | 21772 | 22,71% | 21772 | 21772 | 1,76 | 0,232 |
| Error | 6 | 74080 | 77,29% | 74080 | 12347 | | |
| Total | 7 | 95853 | 100,00% | | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|---------------|----------------|
| 111,116 | 22,71% | 9,83% | 137701 | 0,00% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|--------------------|-------|--------------|---------------|---------|---------|------|
| Constante | 859 | 162 | (462; 1256) | 5,30 | 0,002 | |
| Módulo Elasticidad | -1,74 | 1,31 | (-4,94; 1,47) | -1,33 | 0,232 | 1,00 |

Ecuación de regresión

$$\text{Dureza Vickers (HV)} = 859 - 1,74 \text{ Módulo Elasticidad}$$

Dureza vs Resistencia a la tracción o Esfuerzo último a tensión

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Resistencia a la Tensión(Mpa)

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Sec. | Contribución | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F |
|-------------------------------|----|---------|--------------|-----------|-----------|---------|
| Regresión | 1 | 24642 | 25,71% | 24642 | 24642 | 2,08 |
| Resistencia a la Tensión(Mpa) | 1 | 24642 | 25,71% | 24642 | 24642 | 2,08 |
| Error | 6 | 71211 | 74,29% | 71211 | 11868 | |
| Total | 7 | 95853 | 100,00% | | | |

| Fuente | Valor p |
|-------------------------------|---------|
| Regresión | 0,200 |
| Resistencia a la Tensión(Mpa) | 0,200 |
| Error | |
| Total | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | PRESS | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|--------|----------------|
| 108,942 | 25,71% | 13,33% | 135865 | 0,00% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | IC de 95% | Valor T | Valor p | VIF |
|-------------------------------|--------|--------------|----------------|---------|---------|------|
| Constante | 835 | 134 | (507; 1164) | 6,23 | 0,001 | |
| Resistencia a la Tensión(Mpa) | -10,40 | 7,21 | (-28,05; 7,26) | -1,44 | 0,200 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Dureza Vickers (HV) = 835 - 10,40 Resistencia a la Tensión(Mpa)

Material ABS:

Dureza vs Módulo de elasticidad

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Módulo Elasticidad

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|--------------------|----|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 1 | 2793 | 2793 | 0,89 | 0,382 |
| Módulo Elasticidad | 1 | 2793 | 2793 | 0,89 | 0,382 |
| Error | 6 | 18837 | 3140 | | |
| Total | 7 | 21631 | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|----------------|
| 56,0318 | 12,91% | 0,00% | 0,00% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | Valor T | Valor p | VIF |
|--------------------|-------|--------------|---------|---------|------|
| Constante | 799 | 133 | 5,98 | 0,001 | |
| Módulo Elasticidad | -1,19 | 1,26 | -0,94 | 0,382 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Dureza Vickers (HV) = 799 - 1,19 Módulo Elasticidad

Dureza vs Resistencia a la tracción o Esfuerzo último a tensión

Análisis de regresión: Dureza Vickers (HV) vs. Resistencia a la Tensión(Mpa)

Análisis de Varianza

| Fuente | GL | SC Ajust. | MC Ajust. | Valor F | Valor p |
|-------------------------------|----|-----------|-----------|---------|---------|
| Regresión | 1 | 11923 | 11923 | 7,37 | 0,035 |
| Resistencia a la Tensión(Mpa) | 1 | 11923 | 11923 | 7,37 | 0,035 |
| Error | 6 | 9707 | 1618 | | |
| Total | 7 | 21631 | | | |

Resumen del modelo

| S | R-cuad. | R-cuad. (ajustado) | R-cuad. (pred) |
|---------|---------|--------------------|----------------|
| 40,2231 | 55,12% | 47,64% | 28,32% |

Coefficientes

| Término | Coef | EE del coef. | Valor T | Valor p | VIF |
|-------------------------------|--------|--------------|---------|---------|------|
| Constante | 868,9 | 73,1 | 11,89 | 0,000 | |
| Resistencia a la Tensión(Mpa) | -12,72 | 4,69 | -2,71 | 0,035 | 1,00 |

Ecuación de regresión

Dureza Vickers (HV) = 868,9 - 12,72 Resistencia a la Tensión(Mpa)