

# ORTESIS PARA INMOVILIZACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR

ANGÉLICA JOHANA RUEDA TORRES

Trabajo Dirigido

Tutor  
Sandra Milena Luna Osorio  
MSC en Procesamiento y Caracterización de Materiales  
Esp. Gestión Ambiental  
Bióloga



Universidad del  
**Rosario**



ESCUELA  
COLOMBIANA  
DE INGENIERÍA  
JULIO GARAVITO

UNIVERSIDAD DEL ROSARIO  
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
BOGOTÁ D.C  
2021

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por haberme permitido estudiar en esta Universidad, por aparejar absolutamente todas las cosas para poder empezar mi carrera universitaria, doy gracias a Dios también por acompañarme, darme fortaleza, inteligencia, y llenarme de mucho conocimiento, por no permitirme caer tantas veces que pensé que lo haría, y brindarme la oportunidad de cumplir este sueño y culminar esta meta.

Quiero expresar también mi más grande agradecimiento a mi tutora Sandra Luna, por el gran apoyo que me dio en diferentes situaciones difíciles durante la realización de mi proyecto, por su enseñanza, orientación, dedicación, tiempo y mucha paciencia durante todo el proyecto.

Así mismo quiero dar gracias a mi familia, a mi mamá, a mi papá, a mi hermano quienes me acompañaron desde el principio hasta el final de este logro quienes estuvieron, en las buenas y en las malas a mi lado, sosteniéndome y motivándome a ser cada vez mejor.

Gracias a mi mamá, quien día a día se esforzó para que pudiera cumplir este logro, que me acompañó en cada etapa de este proceso, que me llenó de fuerza cuando sentía desistir, quien desde muy pequeña me inculcó la importancia del estudio. Quiero dar gracias a mi papá quien me cuida desde el cielo, por siempre apoyarme, guiarme, darme consejos, llenarme de palabras de fortaleza y enseñanzas para mi vida universitaria. Por el amor que siempre me brindó para formarme como persona y estudiante, y haberme apoyado en estudiar esta carrera. A mi hermano, Santiago por colaborar en todo momento, por ser mi confidente y fortaleza ante cualquier situación.

También quiero agradecer a mis amigos de la Corporación Suyay por su disposición, asistencia, y conocimientos brindados en el desarrollo de este proyecto y a todas las personas que me acompañaron durante todo este proceso, a los profesores de la Universidad del Rosario y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito por tantas enseñanzas y conocimiento, a mis amigos y compañeros muchas gracias.

## TABLA DE CONTENIDO

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	MARCO TEÓRICO	2
1.1.1.	Órtesis	2
1.1.2.	Miembro Superior /Extremidad Superior	3
1.1.3.	Fundamentos de la Impresión 3D	8
1.1.4.	Polímeros utilizados en impresión 3D	18
1.1.5.	Escaneado en 3D	20
2	OBJETIVOS	23
2.1	General	23
2.2	Específicos	23
2.2.1	Reconocer los tejidos que conforman el miembro superior.	23
2.2.2	Identificar los fundamentos y requerimientos para imprimir una órtesis usando impresoras 3D -FDM (deposición de hilo fundido).	23
2.2.3	Caracterizar mecánicamente dos (2) tipos de polímeros termoplásticos utilizados en impresión 3D - FDM.	23
2.2.4	Diseñar y fabricar una órtesis para inmovilización de miembro superior por medio de impresión 3D.	23
3	METODOLOGÍA	24
3.1	Pregunta de investigación	24
3.2	Hipótesis	24
3.3	Metodología	24
3.3.1	Búsqueda y análisis de la información	25
3.3.2	Elaboración de probetas y ensayos de caracterización mecánica	25
3.3.3	Diseño y elaboración de órtesis para miembro superior	33
3.3.4	Impresión 3D de la órtesis	38
3.4	Cronograma de actividades	38
4	RESULTADOS	39
4.1	Análisis mecánico de PLA y ABS utilizados en impresión 3D.	39
4.1.1	Ensayo De Tensión:	39
4.2	Resultados del diseño y elaboración de órtesis para uso de miembro superior / antebrazo, impresa en 3D.	43

4.3	Viabilidad técnica y económica del uso de la órtesis para miembro superior impresa en 3D.	44
5	ANÁLISIS Y DISCUSIÓN	45
5.1	Ensayo de Tensión	45
5.2	Ensayo de Impacto por caída libre	45
5.3	Ensayo de Dureza	46
5.4	Órtesis	46
6	RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	47
7	CONCLUSIONES	48
8	REFERENCIAS	49
9	ANEXOS	52

## LISTA DE IMÁGENES

Imagen 1. Huesos del miembro superior. [6] .....	4
Imagen 2. Movimientos de Pronación y Supinación del antebrazo. Las fechas indican la situación de la articulación radio-cubital distal .....	5
Imagen 3. Movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión de la articulación del codo. ....	5
Imagen 4. Comportamiento del hueso compacto de acuerdo con la dirección de la tensión.....	6
Imagen 5. Músculos del brazo. ....	7
Imagen 6. Estereolitografía (SLA).....	10
Imagen 7. Vejiga urinaria.....	11
Imagen 8. Un riñón 3D.....	11
Imagen 9. SLS-Sinterización de láser selectivo .....	12
Imagen 10. Página web beta privada [13].....	13
Imagen 11. Prótesis impresa en 3D.....	13
Imagen 12. KITS de impresoras 3D DIY .....	14
Imagen 13. Impresión vasos sanguíneos .....	14
Imagen 14. Primer avión impreso en 3D.....	15
Imagen 15. Primer automóvil impreso en 3D .....	15
Imagen 16. Mandíbula impresa en 3D [14] .....	16
Imagen 17. Probeta Tipo IV .....	26
Imagen 18. Modelado en 3D de probeta para ensayo de tensión según la norma ASTM-D638 Tipo IV .....	26
Imagen 19. Probetas Tipo IV elaboradas en impresora 3D de hilo fundido.....	27
Imagen 20. Probeta para ensayo de impacto tipo Charpy según norma ASTM-E23.....	27
Imagen 21. Modelado en 3D de probeta para ensayo de impacto y dureza.....	28
Imagen 22. Probetas impresas en 3D FMD de ABS y PLA.....	28
Imagen 23. Máquina de Ensayos .....	29
Imagen 24. Durómetro de Shore .....	32
Imagen 25. Imágenes obtenidas usando el escáner Sense 3D de primera generación .	33
Imagen 26. Structure Sensor adaptado a la Tablet y objeto obtenido del escaneado ....	34
Imagen 27. Imágenes obtenidas del antebrazo y mano utilizando el Structure Sensor..	34
Imagen 28. Archivo exportado obtenido del escáner .....	35
Imagen 29. Diseño que soportará la elaboración de órtesis .....	36
Imagen 30. Obtención de la cara superior y posterior de la órtesis.....	36
Imagen 31. Generación de nueva mitad de la superficie del diseño .....	37
Imagen 32. Diseño de órtesis tipo malla .....	37
Imagen 33. Diseño de órtesis tipo malla .....	38
Imagen 34. Probeta PLA expuesta a Máquina Universal de Ensayos - Tensión.....	39
Imagen 35. Probeta ABS expuesta a Máquina Universal de Ensayos - Tensión.....	41
Imagen 36. Ensayo de dureza.....	43
Imagen 37. Diseño final de órtesis.....	43
Imagen 38. Órtesis finalizada impresa en impresora 3D FMD .....	44

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades del ABS y PLA .....	20
Tabla 2. Dimensiones de probetas de polímeros rígidos y semirígidos.....	25
Tabla 3. Cronograma proyecto Órtesis de antebrazo .....	38
Tabla 4. Propiedades mecánicas del PLA obtenidas del ensayo de tensión.....	40
Tabla 5. Propiedades mecánicas del ABS obtenidas del ensayo de tensión .....	40

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Gráfica de Esfuerzo vs Deformación [26].....	30
Figura 2. Zonas presentadas en la gráfica Esfuerzo-Deformación [26].....	30
Figura 3. Comportamiento del PLA expuesto a tensión .....	40
Figura 4. Comportamiento del ABS expuesto a tensión.....	41
Figura 5. Resultados probetas de ABS – Prueba de impacto por caída libre .....	42
Figura 6. Resultados probetas de PLA – Prueba de impacto por caída libre .....	42

## 1 INTRODUCCIÓN

En Colombia y el mundo, se presentan innumerables accidentes que ocasionan la lesión del tejido óseo muscular como fracturas o luxaciones de extremidades y articulaciones. Generalmente para este tipo de condición, el uso de yesos (escayola), férulas y órtesis ha sido extendido en el entorno médico, para mantener la posición o inmovilizar las partes del cuerpo que han sido afectadas, ya sea de manera temporal o de uso prolongado, en aras de apoyar el tratamiento médico definitivo.

Por lo anterior, desde que Jake Evill, de la Universidad Victoria de Wellington, Nueva Zelanda en el 2013, creó el modelo de férula/órtesis llamada “Cortex Exoskeleton” para reemplazar a las férulas tradicionales, estas han ido avanzando a medida que mejora la tecnología de la impresión en 3D y las propiedades mecánicas de los materiales que pueden usarse con dicha tecnología.

La impresión 3D en la actualidad es una técnica de procesamiento que ha permitido realizar formas complejas fabricando andamios (*scaffolds*), órtesis, prótesis, partes de equipos médicos, entre otros, proporcionando un soporte significativo en el área médica, ingenieril e industrial.

Hoy en día las órtesis y férulas presentan un amplio uso en la población mundial, siendo utilizadas desde niños hasta adultos mayores después de una cirugía, como parte de un tratamiento médico y/o rehabilitación o debido a problemas congénitos.

El yeso ha sido la férula médica más utilizada para la inmovilización de extremidades en el área ortopédica y de rehabilitación debido a su economía, fácil manipulación y resultados satisfactorios. Sin embargo, el uso del yeso puede ocasionar en ciertos pacientes problemas como su ablandamiento y al humedecerse podría conllevar a la pérdida de fuerza e integridad del yeso y hasta el posible crecimiento de hongos o infecciones epidérmicas. Así mismo, pueden ser pesados para ciertos pacientes y dificultar ciertas actividades propias del usuario.

Por lo anterior, las órtesis para inmovilización de extremidades impresas en 3D, han venido reemplazando a los yesos, ya que estas se pueden elaborar de forma personalizada, proporcionando mayor ligereza, facilidad de uso, transpiración, resistencia a impactos. Así mismo, evita la acumulación de humedad reduciendo la aparición de hongos y malos olores, enrojecimiento o escaras en la piel, aportando de esta forma, mayor comodidad en el paciente, y ha demostrado buenos resultados en la cicatrización de fracturas óseas y consolidación de tejidos.

En el presente trabajo, la órtesis propuesta se elaborará con ayuda de la impresora 3D de Deposición de Hilo Fundido - FDM, que es una tecnología que basa su funcionamiento en un hilo de material a una temperatura de trabajo que se mueve en el plano XY horizontal con la ayuda de una boquilla. Este hilo solidifica inmediatamente sobre la capa anterior. Es una tecnología fácil de usar, de bajo costo, que utiliza polímeros termoplásticos mecánicamente estables y ambientalmente reciclables.

Así mismo, son materiales capaces de modelar geometrías complejas que podrían ser difíciles de realizar utilizando otras tecnologías o métodos de procesamiento, que pueden llegar a ser más costosos y generar subproductos o inconvenientes de compatibilidad.

Como ingeniera biomédica, este trabajo busca identificar las propiedades que pueden ofrecer los materiales utilizados en impresión 3D y evidenciar las ventajas y posibles desajustes en el diseño y la elaboración de un prototipo de órtesis para su aplicación en el área de ortopedia y rehabilitación.

## 1.1 MARCO TEÓRICO

### 1.1.1. Órtesis

La palabra órtesis deriva del griego “ortho” que significa recto, enderezado o correcto y es un término global que incluye muchos tipos de dispositivos. Según la Norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético, con la finalidad de mantener, mejorar o recuperar la función. [1]

En línea con lo señalado anteriormente, las órtesis de miembro superior de acuerdo con la Guía Descriptiva de Ortoprótisis de Miembro Superior e Inferior del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud de España las define como, “*Son dispositivos que adaptados externamente sobre cualquier región anatómica de la extremidad superior modifican sus características estructurales o funcionales, con el fin de mantener, mejorar o restaurar la función alterada de la citada extremidad o de alguno de sus segmentos*” [2]

Las órtesis pueden ser estáticas, si carecen de movilidad; dinámicas, si cuentan con componentes articulares que permiten definir rangos de movilidad, y mixtas o híbridas, cuando incorporan porciones estáticas y dinámicas a la vez. [1]

Los objetivos generales de las órtesis o dispositivos ortopédicos son: [3]

- Estabilizar segmentos o articulaciones débiles o paralizadas.
- Servir de soporte de segmentos o articulaciones dañadas o lesionadas.
- Controlar movimientos anormales o espásticos.
- Descargar segmentos distales

Las órtesis pueden clasificarse en función de su objetivo principal como: [1, 4]

- **Órtesis de descarga:** reducen fuerzas o carga axial sobre el cuerpo o alguno de sus miembros. Su finalidad es descargarlo, estabilizar, fijarlo, protegerlo o mantenerlo en una posición determinada. Gracias a la inmovilización pueden reducir el dolor y la inflamación.
- **Órtesis de inmovilización:** modifican los movimientos corporales. Estas órtesis pueden cambiar, controlar o restringir movimientos para mantener o enderezar un miembro o parte del cuerpo o incluso corregir una deformidad.

- **Órtesis estabilizadoras:** permiten la estabilización o protección de estructuras lesionadas. Aplican fuerzas para que no se produzcan movimientos indeseables en dichas estructuras.
- **Órtesis funcionales-dinámicas:** asisten o facilitan el movimiento.
- **Órtesis posturales:** mantienen la realimentación o mantenimiento postural.
- **Órtesis correctoras:** ayudan a la prevención y corrección de deformidades.
- **Órtesis mixtas.** Cuando se combinan las funciones principales de todas las anteriores.

La órtesis para el miembro superior que se propone en el presente trabajo, es estática, elaborada a la medida y se clasifica de acuerdo con su función, en órtesis de inmovilización y estabilizadora, con el objeto de brindar apoyo a los tratamientos relacionados con lesiones en brazo y hombro, en pacientes que han sufrido accidentes y que padecen de problemas neurológicos, parálisis cerebral y otro tipo de lesiones.

Es de señalar, que las órtesis deben ser prescritas por profesionales de la salud que llevan el proceso de rehabilitación de los pacientes con el objeto de coadyuvar a la labor del médico, en el proceso de cicatrización de fracturas óseas y consolidación de los tejidos que se vieron afectados por la lesión.

A continuación, se presentan los fundamentos anatómicos y mecánicos del miembro superior, que corresponde a la parte del cuerpo donde se acondicionará la órtesis propuesta.

### **1.1.2. Miembro Superior /Extremidad Superior**

De acuerdo con Francisco Vargas, 2017, la extremidad superior forma una unidad anatomofuncional cuya función principal es permitir que la mano realice sus funciones y pueda alcanzar cualquier punto del espacio, especialmente de la superficie corporal del individuo, de forma que sea posible aproximar, manipular y mover objetos, desde el cuerpo y/o hacia este, como aquellos relacionados con la cara, boca y en el entorno del campo exploratorio visual cercano; por lo cual, en caso de presentarse alguna lesión o proceso patológico que afecte el rango de movimiento de las extremidades superiores, la fuerza muscular, sensibilidad y/o integridad de los tejidos, puede alterar el funcionamiento de las mismas. [1, 5]

El miembro superior se caracteriza por su movilidad y capacidad para asir, golpear y llevar a cabo actividades motoras delicadas. Se pueden distinguir cuatro (4) partes: hombro, brazo, antebrazo, mano y muñeca, siendo el antebrazo la parte donde se aplicaría la órtesis de la que trata el presente trabajo. [4, 5]

La órtesis del miembro superior tiene como objetivo principal, mantener la movilidad, estabilidad y alineación correcta de las articulaciones, para permitir la manipulación, alimentación, el aseo personal y otras actividades de la vida cotidiana del usuario. [1]

**Huesos del miembro superior.** En la imagen 1, se observan los huesos de los miembros superiores que incluyen: los huesos del brazo (húmero), antebrazo (radio y cúbito), muñeca y mano. El húmero se articula con los huesos del antebrazo (radio y cúbito) en la articulación del codo, siendo el cúbito el hueso más largo de los huesos del antebrazo. [4, 5]



**Imagen 1. Huesos del miembro superior. [6]**

El antebrazo hace parte de la articulación del Codo que tiene una doble función: por una parte, permite la flexión y la extensión del brazo y por otro lado, permite al antebrazo girar sobre su eje longitudinal, proporcionando muchas posibilidades de orientación a la mano. [5]

El miembro superior puede realizar los siguientes movimientos:

- **Pronación-supinación.** Este movimiento es responsabilidad de la articulación radio-cubital distal, que consiste en la rotación interna del antebrazo y la mano: en pronación la mano queda orientada posteriormente y en supinación, anteriormente. Durante la supinación el radio y cúbito quedan alineados de forma paralela, mientras que en la pronación, se efectúa un giro del radio sobre el cúbito a nivel distal, asociado a una pequeña rotación del cúbito sobre sí mismo. [7, 8]

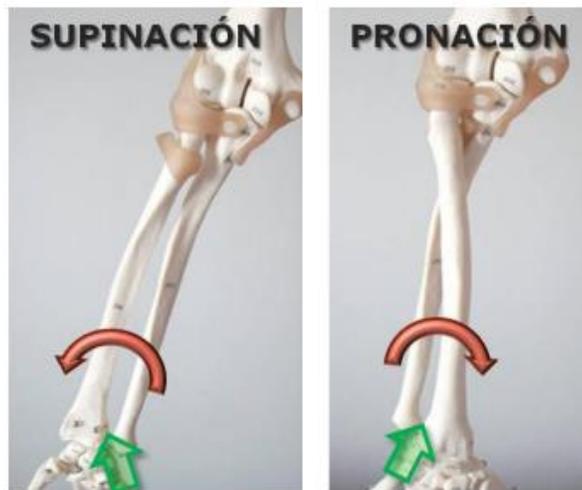


Imagen 2. Movimientos de Pronación y Supinación del antebrazo. Las flechas indican la situación de la articulación radio-cubital distal

Fuente [8]

- **Abducción-aducción.** Consiste en el alejamiento y aproximación del plano medio del cuerpo en el plano frontal.
- **Flexión-extensión.** Es el acercamiento y alejamiento de partes del cuerpo, bien del antebrazo respecto del brazo, bien del miembro superior al completo, o bien de la mano [4, 8].

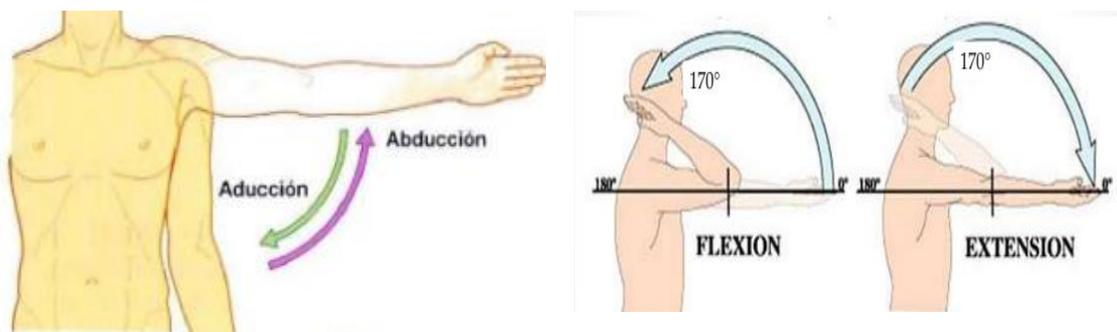
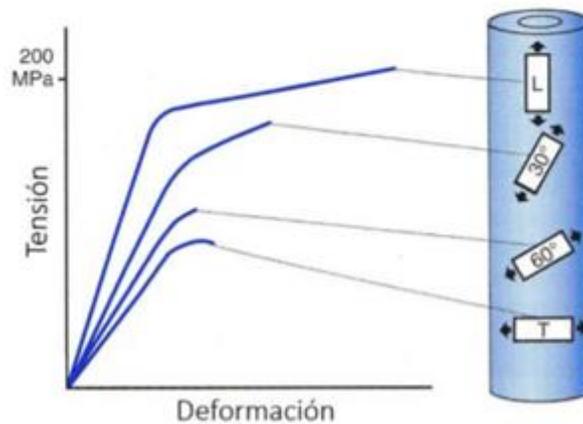


Imagen 3. Movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión de la articulación del codo.

Las principales causas de lesión de la articulación del Codo es debido a: la extensión forzada, la hiperextensión forzada y las fuerzas impactantes. Las distensiones musculares por hiperextensión forzada son bastante frecuentes, así como distensiones capsulares a consecuencia de caídas sobre la articulación del codo bloqueada en extensión, o bien por impacto sobre la región posterior del brazo cerca de la articulación del codo, encontrándose brazo y codo en posición de soporte y extensión. [5, 9]

**Comportamiento biomecánico del hueso:** El comportamiento biomecánico de los huesos está definido por sus propiedades mecánicas, su geometría y la carga aplicada (tipo, dirección, módulo y frecuencia). El hueso es un material anisótropo, es decir, sus propiedades son distintas según la dirección en la que se aplican las cargas. Esto se debe a que su estructura es diferente en dirección longitudinal y transversal. En la figura 4, se puede observar el comportamiento del hueso compacto según la dirección en la que se aplica la tensión en el caso de la imagen es de tracción donde el mejor comportamiento se da para tracción en dirección longitudinal. [9, 10]



**Imagen 4. Comportamiento del hueso compacto de acuerdo con la dirección de la tensión**

Fuente: [11]

El comportamiento del hueso será diferente según las cargas aplicadas sobre él:

- **Tracción:** Los mayores esfuerzos de tracción se dan en secciones perpendiculares a la carga aplicada. Los huesos que más problemas pueden presentar para estas cargas son aquellos con mayor porcentaje de hueso esponjoso.
- **Compresión.** Al igual que en tracción, los mayores esfuerzos se dan en las secciones perpendiculares a la carga. En el cuerpo humano, los huesos que deben soportar mayores esfuerzos de compresión son las vértebras.
- **Cortadura.** En cortadura las cargas se aplican perpendicularmente a la dirección longitudinal del hueso. Estructuras sometidas a cortadura se deforman internamente, tal que ángulos rectos en plano se convertirían en obtusos o agudos. El máximo esfuerzo a cortadura se da aplicando la fuerza a 45°. La presencia de cargas de tracción o compresión también implican que existe cortadura, al alargarse o acortarse la estructura.
- **Flexión.** En flexión, el hueso está sometido tanto a tracción como a compresión, cada uno a un lado de la fibra neutra. Simétricamente la magnitud de las tensiones depende de la distancia del punto al eje neutro: a mayor distancia, mayor tensión. Como los

huesos no tienen una estructura simétrica, las tensiones no se distribuirán de forma uniforme. Ya que el hueso es más resistente a compresión que a tracción, si existe fractura, ésta comenzará en el lado a tracción.

- **Torsión.** En una estructura sometida a torsión, la magnitud de las tensiones depende, al igual que en flexión, de la distancia al eje neutro. La fractura comenzaría en las zonas a cortadura, con una grieta paralela al eje, y después se suele producir una grieta a lo largo del plano de máxima tracción.
- **Cargas combinadas.** En la vida real los huesos casi nunca se encuentran sometidos a un solo tipo de carga, sino a varios al mismo tiempo. Además, su forma es irregular, por lo que, aún sometidos a una sola carga, las tensiones que aparecen podrían ser diversas. Por ello es importante estudiar su comportamiento bajo cargas combinadas. Por ejemplo, el simple hecho de caminar somete a la tibia a compresión, tracción y torsión.
- **Cargas dinámicas repetidas.** Como muchos otros materiales, los huesos también son susceptibles de fallar a fatiga, es decir, fracturarse, aunque no se haya superado su límite elástico, por la aplicación de cargas repetidamente a lo largo del tiempo. [4, 11]

**Músculos del miembro superior.** En el caso de los músculos del miembro superior, también se producen en el brazo los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación. Existen cuatro músculos, divididos claramente en dos grupos: extensores y flexores. La acción principal de todos ellos se produce sobre el codo, aunque algunos también actúan sobre el hombro. Los extensores son el bíceps braquial, el braquial y el coracobraquial y el único flexor es el tríceps braquial. [5, 12].

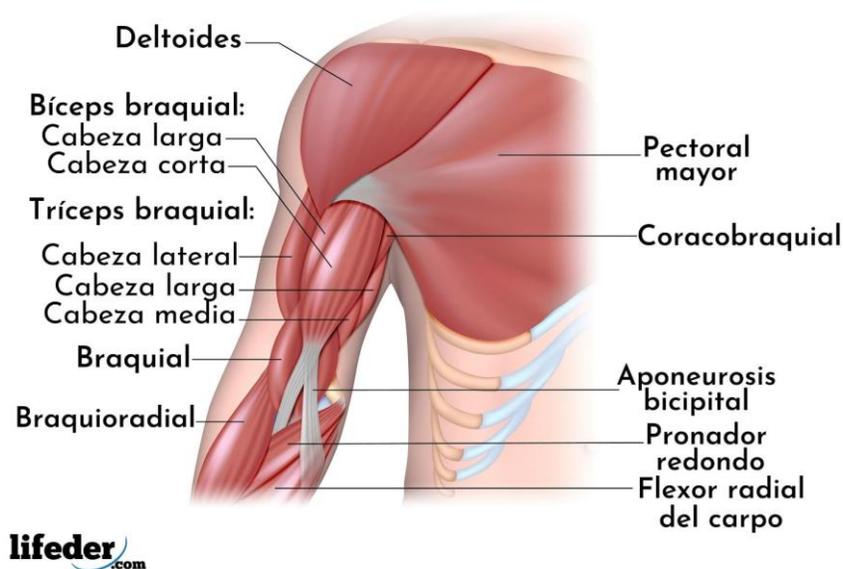


Imagen 5. Músculos del brazo.

- Cuando el codo está extendido, el bíceps es simplemente un flexor del antebrazo, pero cuando la flexión se aproxima a los 90° y se requiere más fuerza, es el principal encargado de la supinación, en caso de que el antebrazo esté en pronación.
- El braquial es un músculo fusiforme aplanado, el único flexor puro y el que produce mayor fuerza flexora. Es el encargado de flexionar el antebrazo en todas las posiciones tanto en movimientos lentos como rápidos. Así, si el antebrazo se extiende lentamente, el braquial se relaja de la misma forma para estabilizar el movimiento.
- El coracobraquial ayuda a la flexión, abduce el brazo y estabiliza la articulación del hombro.
- El tríceps braquial es el principal extensor del codo y además actúa como músculo estabilizador de la articulación del hombro en aducción.

El antebrazo tiene las funciones de ayudar en la aplicación de la fuerza y en el control de la posición de la mano en el espacio. Sus músculos flexores y pronadores se localizan en la zona anterior, mientras que los extensores y supinadores están en la parte posterior [4, 5].

### **Biomecánica del antebrazo**

El ángulo que forma el eje longitudinal del cúbito totalmente extendido con el eje longitudinal del húmero se denomina ángulo de transporte y es aproximadamente de 170°. Cabe destacar que la oblicuidad de este ángulo o valgo fisiológico es mayor en mujeres que es de 13° a 15° que en hombres que está entre 10 y 15°. El valgo fisiológico se compone por un lado de la rotación interna de la tróclea y el capítulo (3-8°) y la de la superficie articular del cúbito (4-7°).

El rango normal de flexión-extensión de una persona sana es de 0 a 145°, con un rango funcional de entre 30 y 130°. En cuanto a la pronación y la supinación, los ángulos máximos son de 85° y 90°, respectivamente, cuando sólo interviene la rotación axial del antebrazo. En flexión, el ángulo máximo de supinación aumenta, mientras que el de pronación disminuye. La mayoría de las actividades habituales se llevan a cabo en un rango que va desde los 50° de pronación a los 50° de supinación [10, 11, 12].

#### **1.1.3. Fundamentos de la Impresión 3D**

La impresión 3D es una tecnología de fabricación por adición de material que se usa para la creación de piezas. Primeramente, se debe tener un modelo digital tridimensional del objeto que queremos obtener. Las impresoras 3D trabajan con materiales, generalmente plásticos, cuya misión es la superposición sucesiva de capas de material para obtener el modelo.

Su uso se ha incrementado desde la década del 2000, ya que es una forma rápida y económica de obtención de modelos y piezas de interés industrial y comercial. Además, es fácil de utilizar, existiendo en la actualidad impresoras 3D de uso doméstico. Esta tecnología presenta usos diversos, registrándose aplicaciones en joyería, calzado, diseño

industrial, arquitectura, ingeniería y construcción, automoción y sector aeroespacial, industrias médicas, educación, sistemas de información geográfica, ingeniería civil entre otros. [11]

Se evidencian diferentes ventajas de la impresión 3D, las cuales dependen del tipo de impresora y materiales a utilizar. Algunas de las ventajas reportadas corresponden a:

- Se pueden elaborar piezas complejas, sin que esto incremente el costo. Dependerá únicamente del volumen del objeto a procesar, y por lo tanto, de la cantidad de material que se utilice. En las fabricaciones tradicionales, cuanto más compleja es la pieza a elaborar, más costoso es el producto.
- Variar el diseño no incrementa el costo del producto. Se refleja es un aumento en el tiempo invertido para modificar el diseño. En la fabricación tradicional es un gran costo, ya que se deberán modificar los moldes requeridos para la elaboración del producto.
- No es necesario ensamblaje. Se pueden imprimir objetos ya ensamblados, evitando el proceso de montaje posterior.
- No hace falta stock. Se fabrican los productos bajo demanda y en el momento requerido por los clientes.
- Se pueden crear diseños, formas y texturas muy variadas en los productos. No se requieren instrumentos o máquinas complejas, todas las funciones las crea la impresora.
- No es necesario un título o ser experto en el manejo de las impresoras 3D. Para manejar una impresora 3D, cualquier persona podría llegar a fabricar productos, incluso desde su domicilio, conociendo los principios básicos de la impresora.
- Existen impresoras 3D pequeñas y portátiles. No es necesario disponer de un gran espacio para instalar las impresoras 3D.
- Generan menos residuos. Se fabrican los productos solamente con el material necesario, produciendo desechos que pueden ser utilizados para otras aplicaciones o ser finalmente dispuestos para reciclaje.
- Gran cantidad de materiales. Posibilidad de imprimir en varios materiales y en distintas proporciones.
- Crear réplicas exactas. Combinando la impresión 3D con el escaneado 3D se pueden elaborar réplicas de objetos existentes a la perfección [11].

### **Historia de la impresión 3D**

La historia de la impresión 3D se remonta a 1976, cuando se inventó la impresora de inyección de tinta. En 1984, algunas adaptaciones y avances sobre el concepto de la inyección de tinta transformaron la tecnología de impresión con tinta a impresión con materiales [11]. Algunos de los eventos destacados el marco de la impresión 3D son:

- En el año 1980-1981, la primera solicitud para un dispositivo en 3D se presentó en Japón por el doctor Dr. Hideo Kodama del Instituto Municipal de Investigación Industrial, en Nagoya. El proyecto propuesto por el doctor fue abandonado debido al bajo presupuesto para este. Kodama inventó dos (2) métodos de fabricación aditiva con resina fotosensible.
- En los años 80´ s un equipo francés de ingenieros, Alain Le Mehauté, Olivier de Witte y Jean-Claude André, se interesaron por la tecnología de fabricación mediante solidificación de resinas fotosensibles curadas con luz UV. El proyecto fue presentado al Centro Nacional de Investigación Científica de Francia (CNRS), pero finalmente no se aprobó, debido, entre otras cosas, a la aparente falta de áreas de aplicación.
- En el año 1984 Charles Hull, el cofundador de 3D Systems, inventó la estereolitografía, un proceso de impresión que permite que un Objeto en 3D se cree a partir de datos digitales, Se utiliza la tecnología para crear un modelo 3D a partir de una imagen y permite que los usuarios prueben un diseño antes de que se invierta en la fabricación del modelo definitivo.
- En el año 1992 se crea la Fabricación de Prototipos capa por capa: La primera máquina de impresión 3D del tipo SLA (estereolitografía) en el mercado, fue desarrollada por la empresa 3D Systems. El funcionamiento básico de esta máquina consiste en que un láser UV va solidificando un fotopolímero, un líquido con la viscosidad y color parecido al de la miel, el cual va fabricando partes tridimensionales capa por capa. Esta tecnología consume resinas líquidas, por lo cual los acabados superficiales son de precisión. [11, 13]

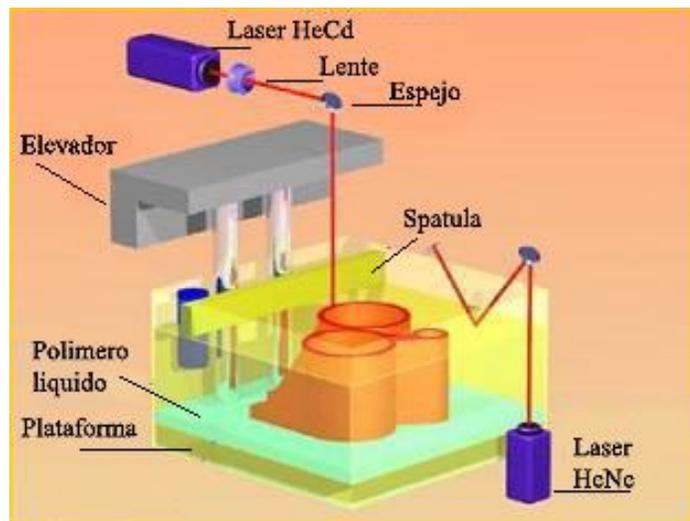
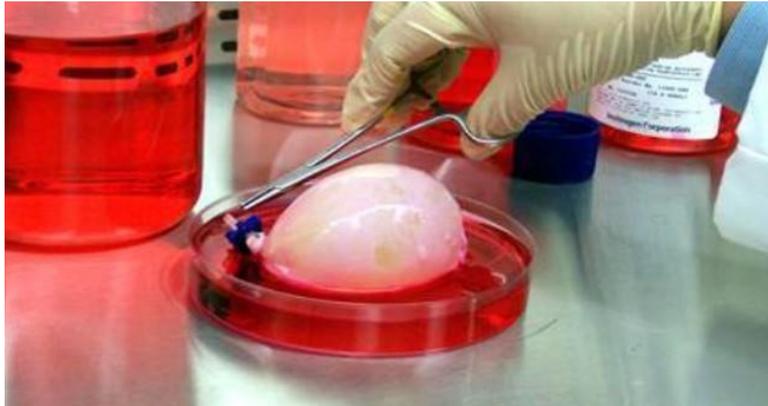


Imagen 6. Estereolitografía (SLA)

- En el año 1999 se crean Órganos de Ingeniería que traen nuevos avances en Medicina. El primer órgano creado en laboratorio que se implementó en humanos fue un aumento de la vejiga urinaria utilizando recubrimiento sintético con sus propias células.

La tecnología utilizada por los científicos del Instituto de Wake Forest de Medicina Regenerativa, abrió las puertas al desarrollo de otras estrategias para los órganos de la ingeniería, el cual pasaba por la impresión de los mismos. Debido a que están fabricadas con células propias del paciente, el riesgo de rechazo es prácticamente nulo. [14, 15]



**Imagen 7. Vejiga urinaria**

- En el año 2002 se crea un Riñón 3D en funcionamiento. Los científicos diseñaron un riñón en miniatura completamente funcional y con la capacidad de filtrar sangre y producir orina diluida en un animal. El desarrollo llevó a la investigación en el Instituto de Wake Forest de Medicina Regenerativa con el objetivo de imprimir los órganos y tejidos con tecnología de impresión 3D. [14, 15]

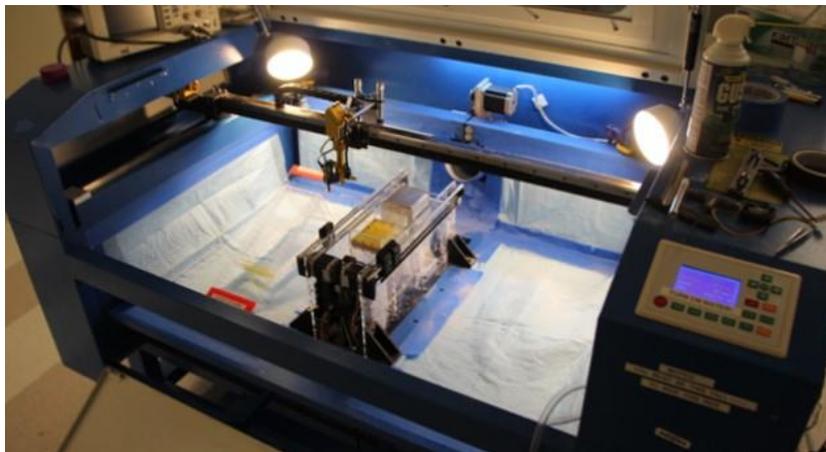


**Imagen 8. Un riñón 3D**

- En el año 2005 la empresa Open-Source colaboró con la Impresión 3D. La Dr. Adriana Bowyer funda RepRap, en la Universidad de Bath, una iniciativa de código abierto para construir una impresora 3D que puede imprimir la mayoría de sus propios componentes. La visión de este proyecto es el de democratizar la fabricación de unidades de distribución de bajo coste RepRap a las personas de todo el mundo, lo

que les permite crear productos a diario por su cuenta, imprimiendo con filamento PLA, ABS entre otros. [14, 15]

- En el año 2006 se creó el SLS y la Personalización en la Fabricación en Masa. Se construyó la primera máquina del tipo SLS (Sinterización de Láser Selectivo) viable. Básicamente, este tipo de máquina utiliza un láser para fundir materiales en el proceso de impresión 3D. Este descubrimiento abre las puertas a la personalización masiva y a la demanda de fabricación de piezas industriales, y más tarde, prótesis. Ese mismo año, Object, un proveedor de materiales e impresoras 3D, creó una máquina con la capacidad de imprimir en múltiples materiales, incluyendo polímeros y elastómeros. La máquina permite que una parte sea fabricada con una gran variedad de densidades y propiedades de material.



**Imagen 9. SLS-Sinterización de láser selectivo**

- En el año 2008 se creó la primera Impresora con Capacidad de Auto Réplica. Tras su lanzamiento en 2005, el proyecto RepRap sacó a la luz Darwin, la primera impresora 3D con capacidad de imprimir la mayoría de sus propios componentes, permitiendo a los usuarios que ya tienen una, hacer más impresoras para sus amigos o incluso reparar componentes de la suya. [14, 15]
- En el mismo año se lanzaron los Servicios de Co-Creación. *Shapeways* presentó la página web beta privada para ofrecer un nuevo servicio de co-creación entre la comunidad permitiendo que artistas, arquitectos y diseñadores exhibieran sus diseños en 3D como objetos físicos baratos. [14, 15]



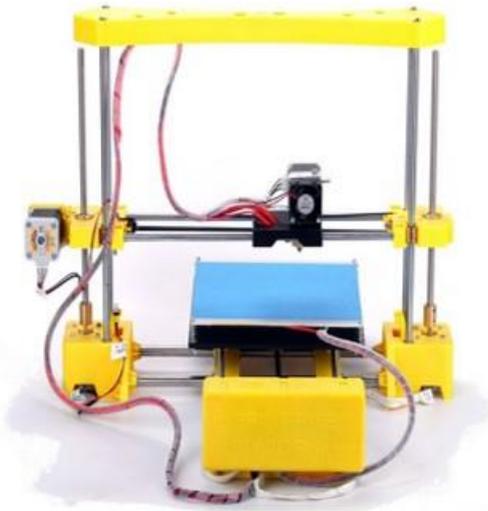
Imagen 10. Página web beta privada [13]

- En el mismo año 2008 se da un gran avance en las Prótesis. Se muestra a la primera persona que camina sobre una pierna de prótesis impresa en 3D, con todas las partes, rodilla, pie, etc., impresa en una misma compleja estructura sin ningún tipo de montaje. Este tipo de avances ha permitido que los fabricantes de prótesis realicen desarrollos a medida en el sector de las prótesis. [14, 15]



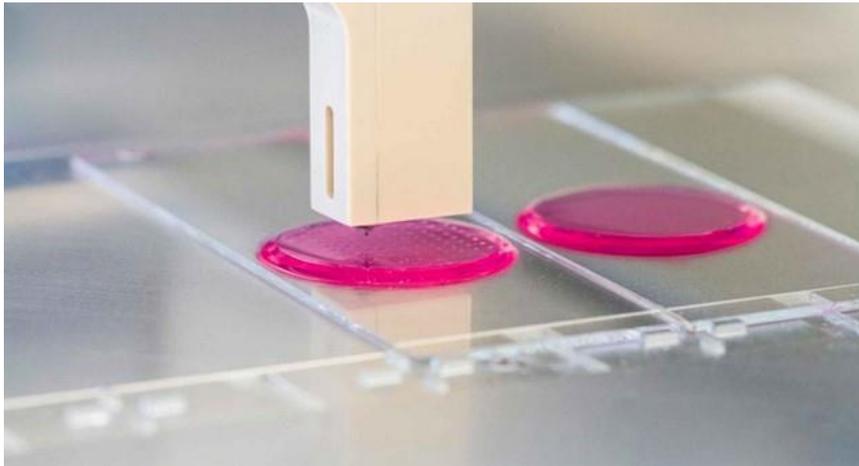
Imagen 11. Prótesis impresa en 3D

- En el año 2009 los Kits de Impresoras 3D DIY entran en el mercado. Industrias MakerBot, una compañía de hardware de código abierto para las impresoras 3D, comienza la venta de kits de montaje que permiten a los compradores fabricar sus propias impresoras 3D y productos. [14, 15]



**Imagen 12. KITS de impresoras 3D DIY**

- En el año 2009 se crean impresiones de células a vasos sanguíneos. Llega la bio-impresión, con la tecnología del Dr. Gabor Forgacs, que utiliza una bio-impresora 3D para imprimir el primer vaso sanguíneo. [14, 15]



**Imagen 13. Impresión vasos sanguíneos**

- En el año 2011, se crea el primer avión impreso en 3D. Los ingenieros de la Universidad de Southampton diseñaron y planearon el primer avión impreso en 3D. Este avión no tripulado se construyó en siete días, con un presupuesto de 7.000€. La impresión 3D permitió que sus alas presentaran una forma elíptica, una característica normalmente cara que ayuda a mejorar la eficiencia aerodinámica y reduce al mínimo la resistencia inducida. [14, 15]



**Imagen 14. Primer avión impreso en 3D**

- En el año 2011, se crea el primer coche impreso en 3D. Kor Ecologic presentó a Urbee, un prototipo de coche que trata de ser lo más eficiente posible con el medio ambiente, siendo toda su carrocería diseñada e impresa en 3D. Trata de ser un coche eficiente en cuanto a consumo de gasolina y en cuanto a su costo de producción oscila entre los 12.000€ y 60.000€ siempre y cuando sea comercialmente rentable. [14, 15]



**Imagen 15. Primer automóvil impreso en 3D**

- También en el año 2011 se presentó la Impresión 3D en Oro y Plata. La empresa *materialise* ha sido la primera empresa en ofrecer un servicio de impresión 3D de oro de 14 quilates y plata de ley. Esta opción ha permitido abrir un nuevo mercado a los joyeros con diseños más económicos utilizando este material. [14, 15]
- En el año 2012, se creó el primer implante de prótesis de mandíbula impresa en 3D. Doctores e ingenieros holandeses trabajaron con una impresora 3D especialmente diseñada por la empresa *LayerWise*, la cual permitió imprimir prótesis de mandíbulas personalizadas. Este grupo ha podido implantar una mandíbula a una mujer de 83 años de edad que sufría una infección de hueso crónica. Esta tecnología se está

estudiando a mayor profundidad, con el objetivo de poder promover el crecimiento de nuevo tejido óseo.



Imagen 16. Mandíbula impresa en 3D [14]

En este mismo año, se creó el primer exoesqueleto plástico con una impresora 3D Stratasys, para el hospital Delaware, con el fin de devolverle a una niña de 2 años su capacidad de mover los brazos. [14, 15]

- En el año 2013, el Laboratorio de Impresión 3D del Gregorio Marañón de Madrid importó el modelo de hisopos del Hospital Virtual Valdecilla, utilizando la impresión 3D como herramienta para la planificación preoperatoria y la ejecución quirúrgica en el Servicio de Traumatología. [14, 15]

Por otro lado, Jake Evill, de la Universidad Victoria de Wellington, Nueva Zelanda, creó el modelo de férula/órtesis llamada “Cortex Exoskeleton” para reemplazar a las férulas tradicionales. [16]

- Desde el año 2014 hasta la actualidad, la impresión 3D ha crecido de forma exponencial, y en estos últimos años su aplicación se ha diversificado. Por ejemplo, en la crisis del Coronavirus, ingenieros y diseñadores de diferentes partes del mundo se comunicaban para trabajar prototipos de caretas y ventiladores de producción más sencilla y menos costosa usando la impresión 3D. [14, 15].

A continuación, se explicará el fundamento de la Impresión 3D a través de la deposición de hilo fundido, que fue la tecnología utilizada en la fabricación de las probetas para los ensayos mecánicos y para la elaboración de la órtesis de miembro superior diseñada.

### **Tecnología FDM, deposición de hilo fundido**

La tecnología utilizada para este proyecto es FDM, modelado por deposición de hilo fundido. Esta tecnología también es conocida como fabricación con filamentos fundidos. Esta tecnología fue desarrollada en los 80 por Scott Crump, fundador de Stratasys, y comercializada en 1991 [17].

El material utilizado es un polímero de naturaleza termoplástica, el cual se encuentra en estado sólido y en forma de filamentos, almacenados en rollos. El filamento se coloca en el extrusor, donde irá tirando de éste y fundiéndose para depositarlo de manera precisa en forma de finos hilos que, capa a capa, se irán solidificando, por diferencias de temperaturas, hasta crear el objeto deseado.

Al encontrarse fundido, el material se adhiere a la mesa de trabajo o a las últimas capas perfectamente. La máquina puede poseer más de un extrusor, de forma que pueda imprimir en diferentes colores o utilizar materiales diferentes.

Por ejemplo, en ciertas geometrías se necesita fabricar un soporte para no construir capas en el aire y que, posteriormente, se retirará de la pieza. Si el soporte es del mismo material que la pieza, al retirarlo, deja la zona rugosa o marcada, pero, si se realiza con otro material, la extracción podría resultar más fácil. Existen materiales que se utilizan exclusivamente para apoyo, también los hay para la limpieza del extrusor [17].

Esta impresora utiliza un *Software* de laminación. Uno de los primeros en utilizarse de forma genérica fue el Repetier-Host, un software relativamente sencillo de utilizar y compatible con Windows, Mac y Linux. En 2015 Ultimaker lanza el Cura 2.0, un software de laminación gratuito y muy sencillo de utilizar. En poco tiempo gran parte de la comunidad de la impresión 3D empieza a utilizar el Cura3D, llegando a ser en la actualidad uno de los más empleados. Por último tenemos el Simplify3D, un software de pago que aportó en su momento una infinidad de nuevos parámetros de configuración de las impresiones 3D. [18]



Imagen 15. Impresora FDM - Prusa i3 [17]

#### 1.1.4. Polímeros utilizados en impresión 3D

En este proyecto se utilizarán dos (2) tipos de polímeros denominados: ABS-Acrilonitrilo butadieno estireno y el PLA-Ácido poliláctico o poliácido láctico.

- **Ácido poli-láctico PLA:**

El PLA es el polímero termoplástico, ampliamente utilizado para la impresión de deposición de hilo fundido FDM, debido a su bajo costo, biocompatibilidad, biodegradabilidad y fácil procesabilidad. Además, es un polímero proveniente del ácido láctico, obtenido a partir de recursos naturales renovables como son el almidón de maíz y/o de la caña de azúcar, el cual puede extruirse fácilmente entre 190 y 230 °C (temperatura de fusión 175 °C), presenta una alta velocidad de enfriamiento y solidificación. Una de las principales preocupaciones actuales del PLA es la biocompatibilidad, ya que se han presentado registros a largo plazo de la liberación de subproductos del ácido láctico durante la degradación lo que podría provocar inflamación de los tejidos (en el caso de las órtesis) o muerte celular (en el caso de los andamios/*scaffolds*). Para superar este problema, el PLA se ha combinado con fosfatos de calcio carbonatados debido a su capacidad para neutralizar la acidez y amortiguar el pH fisiológico [19, 20, 21].

A pesar de los inconvenientes mencionados, el PLA tiene buenas propiedades mecánicas y una resistencia a la compresión similar en comparación con el hueso (230 MPa), por esta razón su uso principal es en la ingeniería de tejidos, aplicada al tejido musculoesquelético. Así mismo, el PLA se usa en la fabricación de órtesis rígidas y soporte ortopédico. [19]



Imagen 16. Filamento de PLA para impresora 3D

El PLA es uno de los materiales más fáciles de tratar y económicos por lo que lo convierte en uno de los materiales más utilizados y aptos para realizar prototipos: sin embargo, en ocasiones no presenta buenos acabados.

Durante la impresión 3D, al aumentar la temperatura, la velocidad de impresión puede ser mayor, pero, un exceso de temperatura puede quemar el material y perder las propiedades, aparte de ser perjudicial para la boquilla. Al igual ocurre, si se reduce la temperatura óptima, la velocidad con la que trabaja es menor pero se reduce un poco el gradiente de temperaturas y mejora el trato a la boquilla, una reducción excesiva puede llegar a provocar atascos en la boquilla o defectos de impresión. [21]

Como cualquier otro material, este se puede encontrar en diferentes calidades y dependerá del fabricante, influyendo también en los diferentes parámetros y afectando a las propiedades de la pieza. El PLA a diferencia de otros materiales no deriva del petróleo y no suelta gases nocivos. El caso del ABS desprende gases que, en concentraciones altas, pueden ser nocivos por lo que se recomienda ventilar la zona de trabajo. Además, el olor es más agradable en el caso del PLA. Es un material más pegajoso y con un coeficiente de rozamiento más alto que el ABS, necesitando más fuerza para la extrusión. [22]

- **Acrilonitrilo Butadieno Estireno-ABS:**

El ABS fue uno de los primeros polímeros de impresión 3D de uso común. Es un copolímero tribloque petroquímico basado en polibutadieno que posee una buena resistencia y flexibilidad en comparación con los materiales de poliéster frágiles [22, 23]. De hecho, el ABS es capaz de soportar fácilmente temperaturas entre  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Esto, combinado con un punto de fusión de  $105\text{ }^{\circ}\text{C}$ , hace que el ABS sea un candidato atractivo para su uso en sistemas FDM y SLA. Sin embargo, el ABS no es biodegradable y se encoge en contacto con el aire; Por estas razones, se utiliza generalmente para la ingeniería de cartílago y núcleo pulposo en discos intervertebrales [24]. Entre las propiedades más importantes del ABS se pueden citar la resistencia a los impactos y su dureza [19 23, 24, 25].

El monómero de estireno otorga al ABS una buena procesabilidad, el acrilonitrilo proporciona rigidez, resistencia química y al calor, mientras el butadieno vuelve al producto más duro y elástico incluso a bajas temperaturas. Los cambios en las proporciones de los componentes del ABS o la adición de aditivos específicos permiten elaborar diferentes grados de propiedades específicas. El ABS fuera de ser usado en el prototipado, también se utiliza en el moldeo por inyección y extrusión. [25, 26]

El ABS también, es resistente a ácidos acuosos, álcalis, ácidos clorhídricos y fosfóricos concentrados, alcoholes y aceites animales, vegetales y minerales, pero se ve afectado por los ácidos sulfúrico y nítrico concentrados. El ABS es soluble en ésteres, cetonas, cloruro de etileno y acetona. [25, 26]

**Tabla 1. Propiedades del ABS y PLA**

Nombre del Polímero	Punto de Fusión	Rigidez	Observaciones Limitaciones
ABS	105°C	30 Mpa	Resistente a impactos y flexible. No es biodegradable. Se encoge al contacto con el aire
PLA	175°C	230 Mpa	Biocompatibilidad a largo plazo. Buenas propiedades mecánicas. Bajo costo

Fuente: [18]

### 1.1.5. Escaneado en 3D

Para el presente proyecto, fue necesario el uso de un escáner, con el fin de utilizar medidas precisas, para ser la prótesis de forma personalizada y a la medida.

Los escáneres 3D son artefactos que permiten obtener imágenes tridimensionales a partir de objetos existentes, se obtienen a partir de una nube de puntos que se adquieren con la recolección de datos del escáner y construye un modelo digital tridimensional de él, con la ayuda de un *software*. Pueden llegar a capturar geometrías complejas, colores y texturas, según el *hardware* y *software* utilizado. Sus aplicaciones son muy variadas utilizándose en diferentes sectores como ingeniería, medicina, arquitectura, arqueología, topografía, videojuegos, entre otros.

Existen varios tipos de escáner, pero principalmente se dividen en 2 categorías: Los de contacto y sin contacto [11].

- **Escáner con contacto:** Este tipo de escáner está compuesto por un palpador, típicamente con punta de acero duro o zafiro, que va recorriendo la pieza apoyando el palpador sobre la superficie del mismo. Gracias a unos sensores internos permiten determinar las coordenadas XYZ del objeto y obtener un modelo tridimensional. Tienen una gran precisión de escaneado, pudiéndose obtener hasta 0,01mm de precisión. Su aplicación más común es en control dimensional.

Su principal desventaja radica en tener un contacto físico directo con el objeto por lo que puede dañar su superficie e incluso modificarla. Por esto mismo, no se puede usar en objetos históricos o de valor, ni en el cuerpo humano por esta razón no se utilizó este dispositivo para nuestro proyecto.

- **Escáner sin contacto:** en el escaneado sin contacto se pueden encontrar los activos y pasivos los cuales se explicarán a continuación: [11].

**Escáner sin contacto activo:** Los sistemas activos emiten algún tipo de onda que se dirige al objeto que queremos escanear, éste refleja la onda y el resultado es captado por los sensores del sistema que recogen los datos. Una vez terminado el proceso de escaneado, se envía al *software* correspondiente que se encarga de generar una malla de puntos en el espacio tridimensional, es decir, un modelo 3D.

**Escáner sin contacto pasivo:** Los escáneres pasivos no emiten ninguna clase de radiación por sí mismos, pero detectan la luz visible porque es una radiación ya disponible en el ambiente. Otros tipos de radiación, tal como el infrarrojo podrían ser utilizados también. Suelen ser económicos, porque en la mayoría de los casos éstos no necesitan *hardware* particular. Después mediante un *software*, como los activos, se puede generar una malla de puntos para crear el modelo 3D. [11].

### **Tipos de escáner existentes en el mercado:**

- **Escáner fijo:**

**Einscan-S:** Escáner fijo con mesa giratoria que usa la tecnología de la luz estructurada para su escaneado. Puede usarse un escaneado automático, recomendado por el fabricante, o libre, pudiendo variar la distancia entre el escáner y la mesa giratoria. El objeto, que se coloca en la mesa giratoria, no debe de pesar más de 3,5 Kg y tener un volumen comprendido entre 20x20x20cm y 70x70x70 cm. Es de uso profesional ya que puedes conseguir una precisión alta, de hasta 0,1mm [11].

**Matter and Form:** Escáner fijo con mesa giratoria que usa la tecnología de la triangulación mediante un láser. La distancia de la mesa giratoria y el escáner es fija, pudiendo recogerse como un maletín. El objeto que se coloca en la mesa giratoria no debe de pesar más de 3 kg ni sobrepasar una altura de 25cm y 18cm de diámetro. Es de uso profesional ya que su precisión es alta, de hasta 0,25mm [11].

- **Escaner Manual:**

**Cabify Ssense:** Este aparato usa la tecnología de luz estructurada con sensor mediante infrarrojos. Se puede usar tanto en interiores como en exteriores. Es de uso semiprofesional, obteniendo una precisión de 0,9-1mm. El volumen que es capaz de escanear es de 0,2x0,2x0,2 m a 3x3x3m y con un alcance de 0,35-3m. con una segunda versión que varía en la resolución de la imagen la cual pasa de 240x320px a 1920x1080, aunque su alcance se reduce a la mitad [11].

**Einscan Pro:** Escaneado mediante la tecnología de la luz estructurada sin contar con luz blanca led. Es de uso manual, pero gracias a la incorporación de otros elementos, puede ser usado de forma fija. Es de uso profesional, pudiendo adquirir de 0,1 a 0,05 mm de precisión por lo que su aplicación más común es en el área de la medicina e ingeniería inversa. La calibración y alineación lo hace de forma automática. El volumen que llega a escanear es de 0,03 a 4 m, con un alcance de 210x150mm [11].

- **Escáner y dispositivo móvil:** Este tipo de escáneres son aparatos que no pueden utilizarse por sí solos, sino que se utilizan acompañados con un dispositivo móvil como puede ser un Smartphone, iPhone o iPad. La diferencia es que estos aparatos no poseen cámara, por lo que utilizan la del dispositivo móvil que a su vez funciona como software.

- **Structure Sensor:** Este escáner 3D usa la tecnología de luz estructurada con sensor mediante infrarrojos. El aparato se adapta a un iPad o iPhone. Tiene una autonomía de 4 horas y es de uso semiprofesional. El dispositivo móvil necesita instalarse una app para el procesamiento del *software* propio. Todo esto hace que la precisión varíe, ya que dependerá de la cámara del dispositivo y de la app que se instale en éste. Es un escáner muy versátil ya que es usado incluso para ortopedia consiguiendo una calidad de hasta 0,5mm [11].

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 General

Diseñar y elaborar una órtesis para inmovilización de miembro superior usando impresión 3D – Impresora FDM.

### 2.2 Específicos

- 2.2.1 Reconocer los tejidos que conforman el miembro superior.
- 2.2.2 Identificar los fundamentos y requerimientos para imprimir una órtesis usando impresoras 3D -FDM (deposición de hilo fundido).
- 2.2.3 Caracterizar mecánicamente dos (2) tipos de polímeros termoplásticos utilizados en impresión 3D - FDM.
- 2.2.4 Diseñar y fabricar una órtesis para inmovilización de miembro superior por medio de impresión 3D.

## 3 METODOLOGÍA

### 3.1 Pregunta de investigación

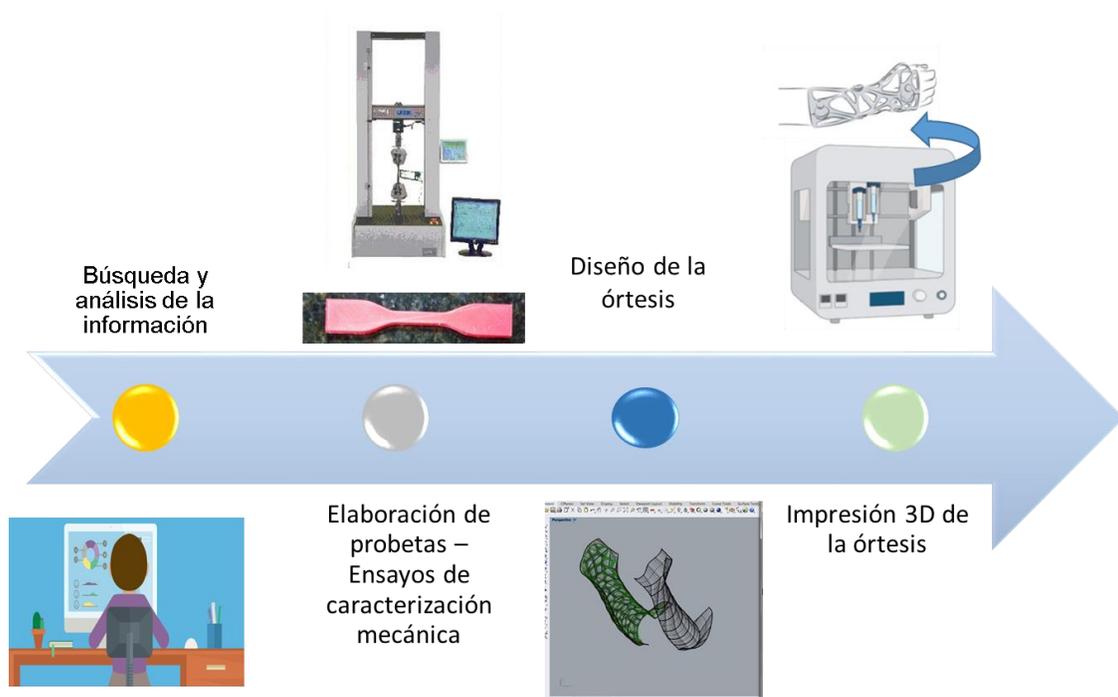
¿Se podrían utilizar polímeros como PLA y ABS para crear órtesis como apoyo a tratamientos médicos como fracturas?

### 3.2 Hipótesis

Los polímeros PLA y ABS presentan propiedades mecánicas adecuadas para la implementación de órtesis en aplicaciones médicas, para mantener la alineación de fracturas y permitir la consolidación del tejido afectado.

### 3.3 Metodología

La metodología del trabajo se fundamentó en cuatro (4) fases a saber: 1) Búsqueda y análisis de la información, 2) Elaboración de probetas y caracterización mecánica, 3) Diseño de la órtesis, 4) Impresión 3D de la órtesis.



**Figura 1. Fases del proceso metodológico**

Fuente: Producción propia. 2021.

### 3.3.1 Búsqueda y análisis de la información

Se llevó a cabo la revisión y análisis de la información relacionada con órtesis, miembro superior, impresión 3D, polímeros utilizados en impresión 3D y escáner, que son los temas relacionados con el presente proyecto.

### 3.3.2 Elaboración de probetas y ensayos de caracterización mecánica

#### Elaboración de Probetas:

Con base en el análisis de la información se escogieron dos (2) polímeros termoplásticos utilizados en la impresión 3D, que para el presente caso fueron el ácido poliláctico - PLA y el acrilonitrilo butadieno estireno, que de acuerdo con lo investigado, pueden proveer propiedades adecuadas para la elaboración de la órtesis de miembro superior. Los filamentos de PLA y ABS fueron comprados por mercado libre, 1 kilogramo de cada uno de 1.75 mm.

Una vez comprados los filamentos de los polímeros, se elaboraron probetas utilizando la impresión 3D FDM, las cuales fueron usadas para la realización de los ensayos mecánicos de impacto - tensión y dureza.

- **Probetas de tensión:**

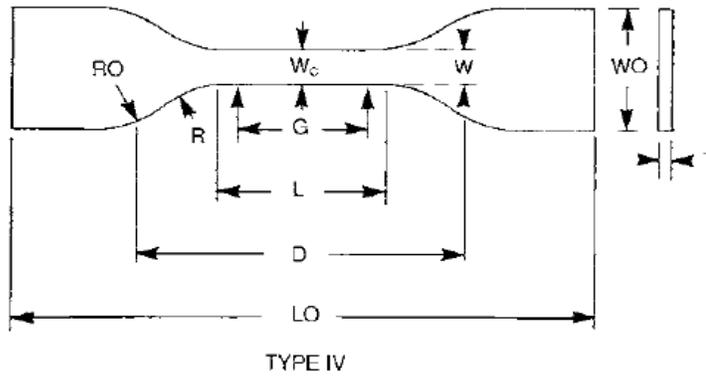
Se elaboraron cinco (5) probetas con cada una de los polímeros adquiridos PLA y ABS utilizando la impresora 3D FDM. La probeta del presente estudio siguió los parámetros establecidos en la norma ASTM-D638-10. Esta norma indica cuatro tipos de probetas que se pueden elaborar utilizando polímeros rígidos y semirígidos, las cuales se presentan en la siguiente tabla:

**Tabla 2. Dimensiones de probetas de polímeros rígidos y semirígidos**

Dimensions (see drawings)	7 (0.28) or under		Over 7 to 14 (0.28 to 0.55), incl	4 (0.16) or under		Tolerances
	Type I	Type II	Type III	Type IV <sup>B</sup>	Type V <sup>C,D</sup>	
W—Width of narrow section <sup>E,F</sup>	13 (0.50)	6 (0.25)	19 (0.75)	6 (0.25)	3.18 (0.125)	±0.5 (±0.02) <sup>B,C</sup>
L—Length of narrow section	57 (2.25)	57 (2.25)	57 (2.25)	33 (1.30)	9.53 (0.375)	±0.5 (±0.02) <sup>C</sup>
WO—Width overall, min <sup>G</sup>	19 (0.75)	19 (0.75)	29 (1.13)	19 (0.75)	...	+ 6.4 ( + 0.25)
WO—Width overall, min <sup>G</sup>	...	...	...	...	9.53 (0.375)	+ 3.18 ( + 0.125)
LO—Length overall, min <sup>H</sup>	165 (6.5)	183 (7.2)	246 (9.7)	115 (4.5)	63.5 (2.5)	no max (no max)
G—Gage length <sup>I</sup>	50 (2.00)	50 (2.00)	50 (2.00)	...	7.62 (0.300)	±0.25 (±0.010) <sup>C</sup>
G—Gage length <sup>I</sup>	...	...	...	25 (1.00)	...	±0.13 (±0.005)
D—Distance between grips	115 (4.5)	135 (5.3)	115 (4.5)	65 (2.5) <sup>J</sup>	25.4 (1.0)	±5 (±0.2)
R—Radius of fillet	76 (3.00)	76 (3.00)	76 (3.00)	14 (0.56)	12.7 (0.5)	±1 (±0.04) <sup>C</sup>
RO—Outer radius (Type IV)	...	...	...	25 (1.00)	...	±1 (±0.04)

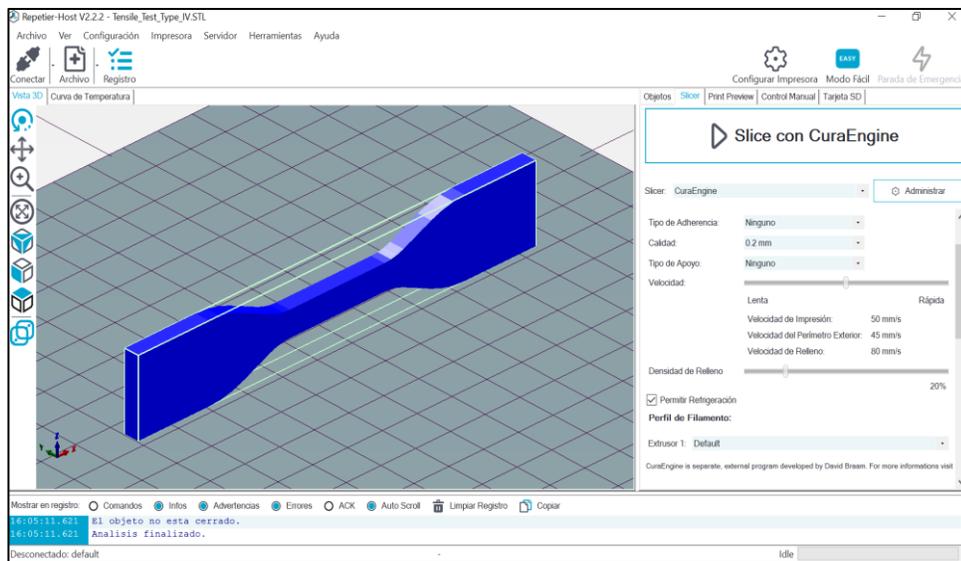
Fuente: ASTM D638-10

En el presente trabajo, para el ensayo de tensión, se utilizaron las medidas dispuestas para las probetas tipo IV (figura 1), que son recomendadas para realizar comparaciones directas entre materiales.



**Imagen 17. Probeta Tipo IV**  
Fuente: ASTM D638-10

Las probetas de PLA y ABS fueron modeladas en el software Repetier, para posteriormente ser impresas en la impresora 3D FDM, como se observa en la imagen:



**Imagen 18. Modelado en 3D de probeta para ensayo de tensión según la norma ASTM-D638 Tipo IV**

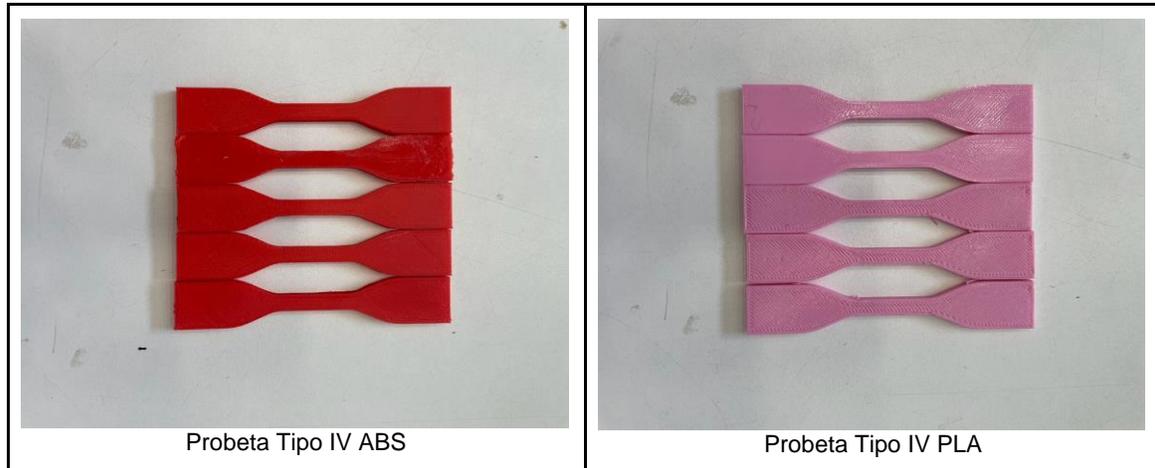
Fuente propia.

Los parámetros de configuración utilizados para la impresión de probetas fueron los siguientes:

- Print Speed: 50 mm/s
- Outer Perimeter Speed: 45 mm/s
- Infill Speed: 80 mm/s
- Infill Density: 48%

Cama: 69°C  
Extrusora/boquilla: 240 °C

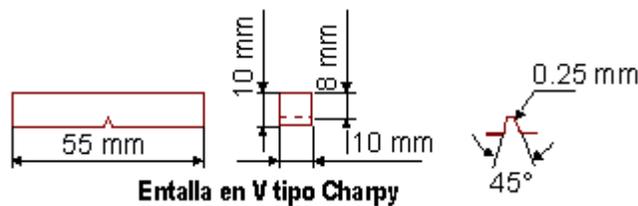
A continuación, se identifican las probetas obtenidas para el ensayo de tensión:



**Imagen 19. Probetas Tipo IV elaboradas en impresora 3D de hilo fundido**  
Fuente: Elaboración Propia.

- **Probetas para ensayo de impacto y dureza:**

Las probetas para los ensayos de impacto y dureza se elaboraron de acuerdo con las medidas establecidas en la norma ASTM-E23 o Charpy-V, que corresponden a muestras de sección cuadrada de 10 mm de lado y 55 mm de longitud, con entalla triangular formando las caras un ángulo de 45°, con una profundidad de 2 mm y redondeo en el fondo de la entalla de 0,25 mm de radio.

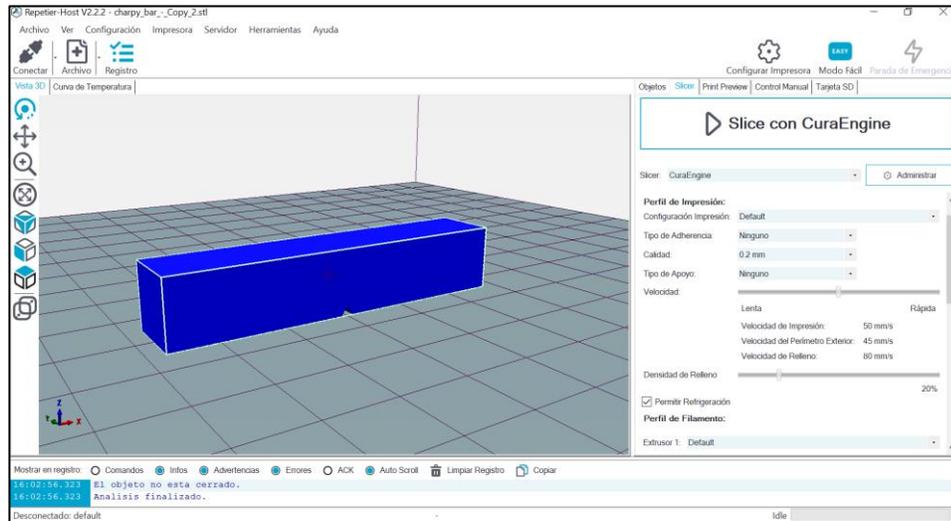


**Imagen 20. Probeta para ensayo de impacto tipo Charpy según norma ASTM-E23**

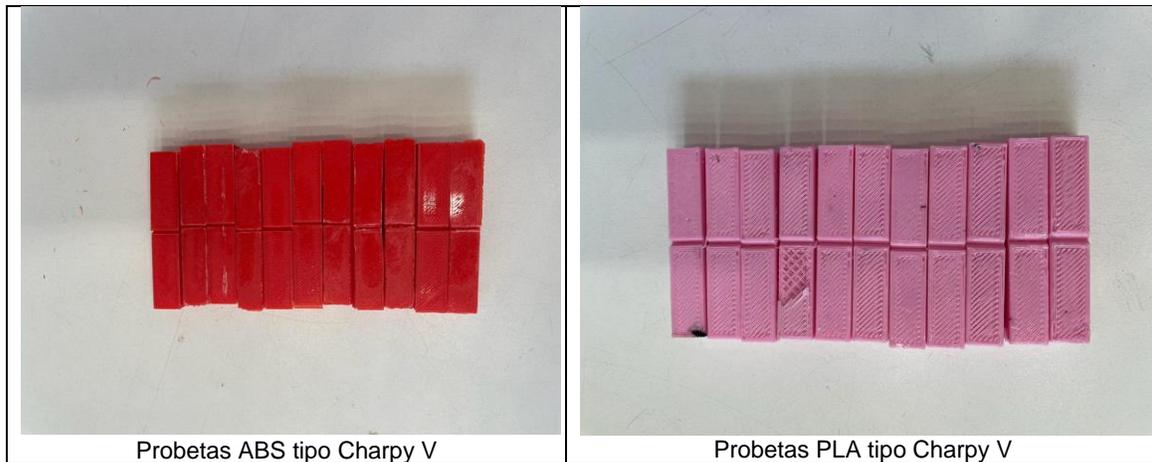
Con base en las medidas anteriores y con el software Repetier se elaboraron las probetas para los ensayos de dureza y tensión, usando una de las impresoras 3D de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, con los siguientes parámetros de configuración:

Print Speed: 50 mm/s  
Outer Perimeter Speed: 45 mm/s  
Infill Speed: 80 mm/s  
Infill Density: 48%

Cama: 69°C  
Extrusora/boquilla: 240 °C



**Imagen 21. Modelado en 3D de probeta para ensayo de impacto y dureza**  
Fuente propia.



**Imagen 22. Probetas impresas en 3D FMD de ABS y PLA**  
Fuente: Elaboración propia.

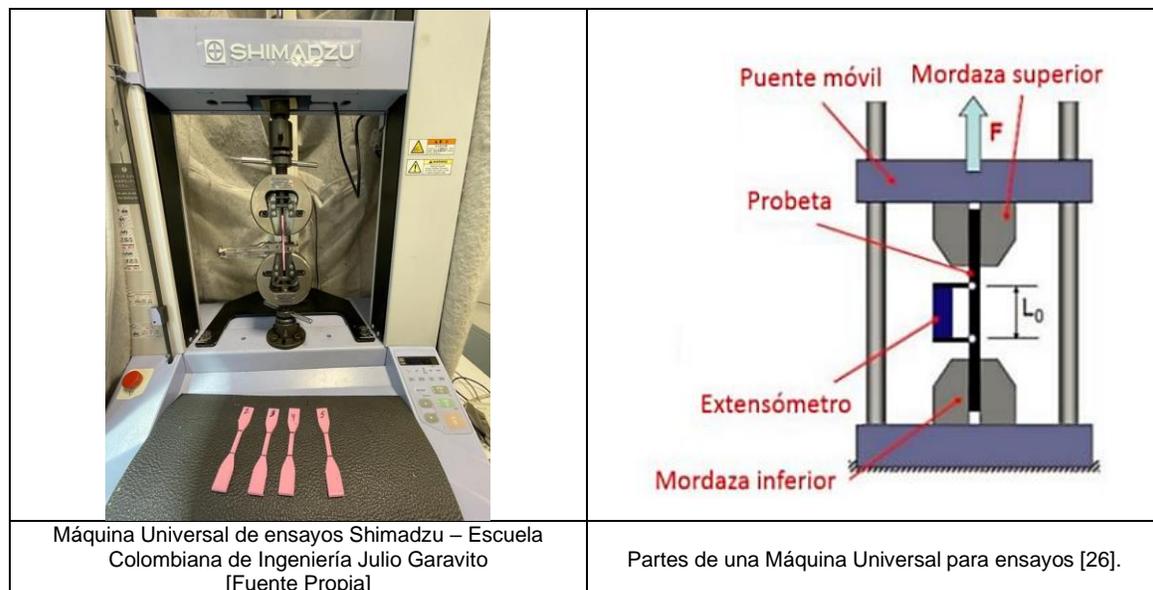
### **Propiedades Mecánicas**

Para la caracterización mecánica del PLA y ABS, se llevaron a cabo los ensayos de: tensión, impacto y dureza.

- **Ensayo de Tensión:**

El ensayo de tensión es uno de los estudios más utilizados para la caracterización de materiales. El ensayo de tensión consiste en aplicar una fuerza axial que tratará de estirar una probeta ya estandarizada hasta llegar a la zona de rotura, siendo esto la medida de la resistencia del material a la fuerza aplicada que puede ser estática o aplicada lentamente.

Esto puede realizarse gracias a que siempre una de las mordazas de la máquina universal es móvil para así aplicar la carga bajo una velocidad de calibración durante todo el ensayo. La máquina universal de ensayo utilizada para este ensayo fue la máquina Universal de Ensayos Universal - marca Shimadzu, localizada en el laboratorio de Caracterización Mecánica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, la cual se muestra a continuación [27].



**Imagen 23. Máquina de Ensayos**

En el tiempo que la probeta se va deformando de una longitud inicial  $L_0$  y un área transversal  $A_0$ , se registra la fuerza  $F$  y el desplazamiento  $\Delta l$  que es la diferencia entre la longitud final  $L_f$  y la inicial  $L_0$ , hasta llegar a la fractura del material. Estas magnitudes se convierten en esfuerzo y deformación respectivamente, y se encuentran partiendo de las siguientes ecuaciones:

1.  $\sigma = \frac{F}{A_0}$
2.  $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0}$

Donde  $\sigma$  es el esfuerzo y  $\varepsilon$  la deformación [27].

De tal forma, que el ensayo de tensión proporciona una gráfica de Esfuerzo vs Deformación, el cual varía dependiendo del material que se utilice ya sea dúctil o frágil como se muestra en la Figura.

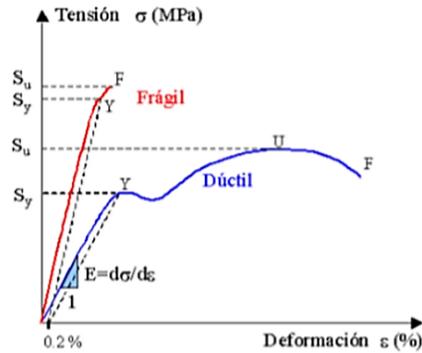


Figura 1. Gráfica de Esfuerzo vs Deformación

El diagrama Esfuerzo-Deformación depende de variables que forman parte del ensayo como son: velocidad de aplicación de carga, temperatura, máquina utilizada, entre otros, por lo tanto, es de mucha importancia realizar los ensayos basándose en Normas y utilizando máquinas estandarizadas para poder controlar estas variables. El ensayo de tensión realizado se hizo bajo la norma ASTM-D638.

Para poder interpretar los resultados que se obtienen de un ensayo de tensión es necesario entender el diagrama de Esfuerzo- Deformación, ya que este se conforma de zonas donde la probeta se comporta de diferente manera hasta llegar a la rotura[27, 28].

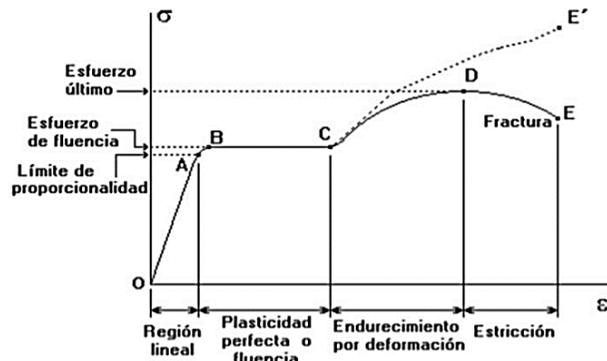


Figura 2. Zonas presentadas en la gráfica Esfuerzo-Deformación

A continuación, se definirán cada una de las zonas presentadas en la gráfica de esfuerzo-deformación:

**Región lineal o zona de deformación elástica:** zona donde las deformaciones son de magnitudes pequeñas y se distribuyen a lo largo de la probeta, es la zona donde la probeta

puede volver a su estado inicial si es que la carga se retira. El material cumple con la relación entre la tensión y la deformación para obtener el esfuerzo denominado límite de proporcionalidad o también llamado Módulo de Young; la ley de Hooke ayuda a encontrar este valor mediante la ecuación [27].

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

**Límite elástico:** es la tensión máxima que un material puede soportar sin sufrir deformaciones permanentes. Si se aplican tensiones superiores a este límite, el material experimenta un comportamiento plástico con deformaciones permanentes y no recupera espontáneamente su forma original al retirar las cargas. Los materiales sometidos a tensiones superiores a su límite de elasticidad tienen un comportamiento plástico. Si las tensiones ejercidas continúan aumentando el material alcanza su punto de fractura. El límite elástico marca, por tanto, el paso del campo elástico a la zona de fluencia.

Debido a la dificultad para localizar exactamente el límite elástico, en el área ingeniería se adopta un criterio convencional y se considera como límite elástico la tensión a la cual el material tiene una deformación plástica del 0.2% (o también  $\varepsilon = 0.002$ ).

**Región de plasticidad o fluencia:** es aquella donde debido a una reordenación cristalina la probeta sufre un incremento en la deformación sin aumentar la carga. El esfuerzo en esta zona se denomina esfuerzo de fluencia y hasta el Punto C el material se vuelve perfectamente plástico

La zona de endurecimiento por deformación: Hace que el material se comporte de manera diferente es decir mostrando una resistencia a futuras deformaciones, por lo que es necesario aumentar la carga y el diagrama toma su forma desde el punto C hasta el punto D inclusive es aquí en el punto D donde se alcanza el esfuerzo denominado tensión máxima o esfuerzo último a la tracción, luego la carga se va reduciendo y se llega a la fractura en el punto E. [27, 28]

**La zona de estricción:** Corresponde a la disminución del área de la sección transversal de la probeta, si se usara esta área para calcular los esfuerzos la curva se comportaría de otro modo desde C hasta E' [27,28]

- **Ensayo de Impacto por caída libre:**

El ensayo de impacto por caída es un ensayo mecánico que consiste en dejar caer un peso determinado a una altura definida sobre una probeta. Después del ensayo de impacto por caída, se lleva a cabo una evaluación visual de las superficies de rotura (rotura por deformación o por rotura por fragilidad).

Para este ensayo se realizaron las probetas anteriormente descritas, de acuerdo con la norma ASTM-E23, ya que inicialmente se proyectaba realizar el ensayo tipo Charpy. No obstante, debido a que la Escuela de Ingeniería Julio Garavito sólo disponía de péndulo/martillo adecuado para materiales metálicos y no para materiales poliméricos, no fue posible realizarlo.

- **Ensayo de Dureza Shore:**

La dureza es la medida de la resistencia de un material plástico a la compresión e indentación. Como se suele describir, la dureza es una propiedad compuesta que combina conceptos de resistencia a la penetración, rayado, maltrato, etc. La mayoría de las pruebas de dureza para plásticos se basan en la resistencia a la penetración de un indente en la superficie de un plástico bajo una carga constante. Las mediciones de dureza pueden ser muy valiosas, particularmente para comparar materiales similares. Las mediciones de dureza son a menudo indicativas de resistencia al rayado, desgaste y abrasión. También pueden usarse para determinar el grado relativo de curado, y de esta manera a veces se usan como herramientas de control de calidad. [29]

La dureza de los plásticos es difícil de establecer y comparar porque existe una enorme gama de valores. La dureza medida por los indentadores también es difícil porque hay un efecto de recuperación elástico. Entre los métodos más importantes para probar esta propiedad están la dureza por bola, la dureza Rockwell y la dureza Shore. Otros métodos también se utilizan comúnmente. [29]

Una serie de escalas se utilizan en la industria del plástico. El instrumento más comúnmente usado es el durómetro fabricado por Shore Instrument Co. Los valores de dureza Shore son números de escala resultantes de la indentación de un material plástico con una barra de acero definida. La norma ASTM D2240 describe las mediciones de dureza Shore. Hay varios instrumentos Shore, identificados por A - D y diseñados para dar diferentes lecturas desde espumados suaves hasta plásticos con carga de vidrio. [29]

Las lecturas del durómetro Shore A son las más comunes, y esas son las lecturas que aparecen en la mayoría de las especificaciones. En la escala Shore A, 0 sería suave y 100 duro. Por ejemplo, el hule duro y los materiales termofijos y termoplásticos generalmente se leen en la escala Shore D. Las probetas usadas en este ensayo fueron descritas previamente. El durómetro Shore utilizado, se encuentra ubicado en el laboratorio de Caracterización Mecánica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, que se muestra en la siguiente imagen:

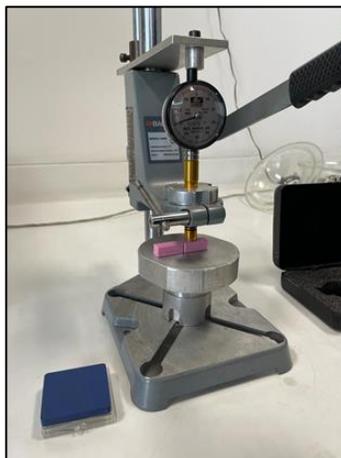


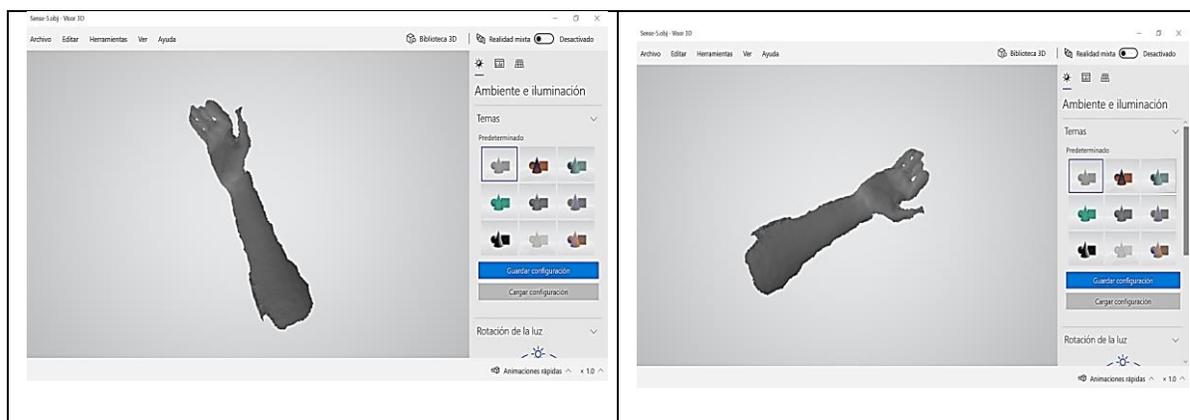
Imagen 24. Durómetro de Shore

### 3.3.3 Diseño y elaboración de órtesis para miembro superior

Para la elaboración de la órtesis se escogió en principio el programa con el cuál se diseñaría y que éste fuera compatible con la impresora 3D.

Para la elaboración y diseño de la órtesis, se realizó un escaneado 3D de la parte del miembro superior a la cual va dirigida la órtesis, que en nuestro caso, corresponde al antebrazo. El escaneado fue de gran relevancia, ya que de esta forma se pudo obtener un modelo virtual real, de la parte que se espera en un futuro apoyar en la recuperación, y conseguir de esta forma, que sea personalizada y brindar la mayor comodidad y adaptabilidad al paciente.

Inicialmente para el escaneo del antebrazo derecho, se pretendía utilizar el escáner encontrado en el departamento de Ingeniería Biomédica de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, el cual era un Sense 3D de primera generación, fue así como se realizaron varias pruebas de escaneo, pero finalmente no se pudo obtener el resultado esperado ya que el escáner al ser de los primeros y de primera generación no tenía muy buena resolución y la imagen en 3D obtenida contenía muchas deformaciones, rebordes y suciedad de la imagen, lo cual no era un buen resultado para la obtención de información y el posterior diseño de la órtesis. A continuación, se presentan los resultados de las pruebas obtenidas con el escáner Sense 3D.



**Imagen 25. Imágenes obtenidas usando el escáner Sense 3D de primera generación**  
Fuente Propia.

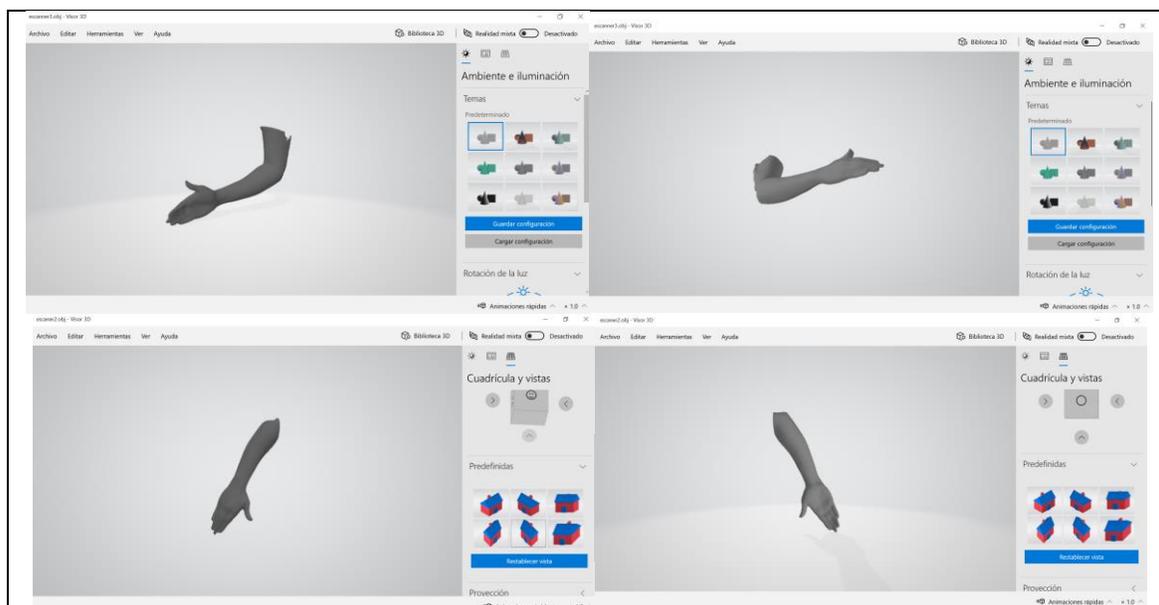
Ya que el anterior escáner no arrojaba resultados óptimos para la elaboración de la órtesis, procedimos a conseguir un escáner con una mejor resolución y visión de la imagen como lo fue el escáner Structure Sensor el cual es el primer escáner 3D para iPad. El mismo se adjunta a la tablet mediante soportes que están diseñados específicamente para los modelos de la cuarta generación de Apple brindando 2 LEDs infrarrojos y una cámara para medir la profundidad; está creado para el cuidado de la salud con el mejor rendimiento de su clase, una consistencia mejorada de unidad a unidad y de escaneo a escaneo, y la confiabilidad que se necesita.

Structure Sensor está construido desde cero para entornos de atención médica exigentes, ya sea en la oficina o en el campo, puede confiar en el SDK de estructura mejorado para obtener resultados consistentemente de alta calidad. Con un proceso de calibración y fabricación de grado industrial completamente nuevo, Structure Sensor Pro ofrece una calibración probada para garantizar que su sensor proporcione escaneos precisos y consistentes directamente desde el primer momento.



**Imagen 26. Structure Sensor adaptado a la Tablet y objeto obtenido del escaneado**  
Fuente Propia.

Con base en los excelentes parámetros y mejor resolución del Structure Sensor, se obtuvieron imágenes con mejor resolución y por lo tanto, un modelado 3D de la parte escaneada más limpio, y con una mejora de la información para su posterior utilización en el diseño 3D de la órtesis de antebrazo.



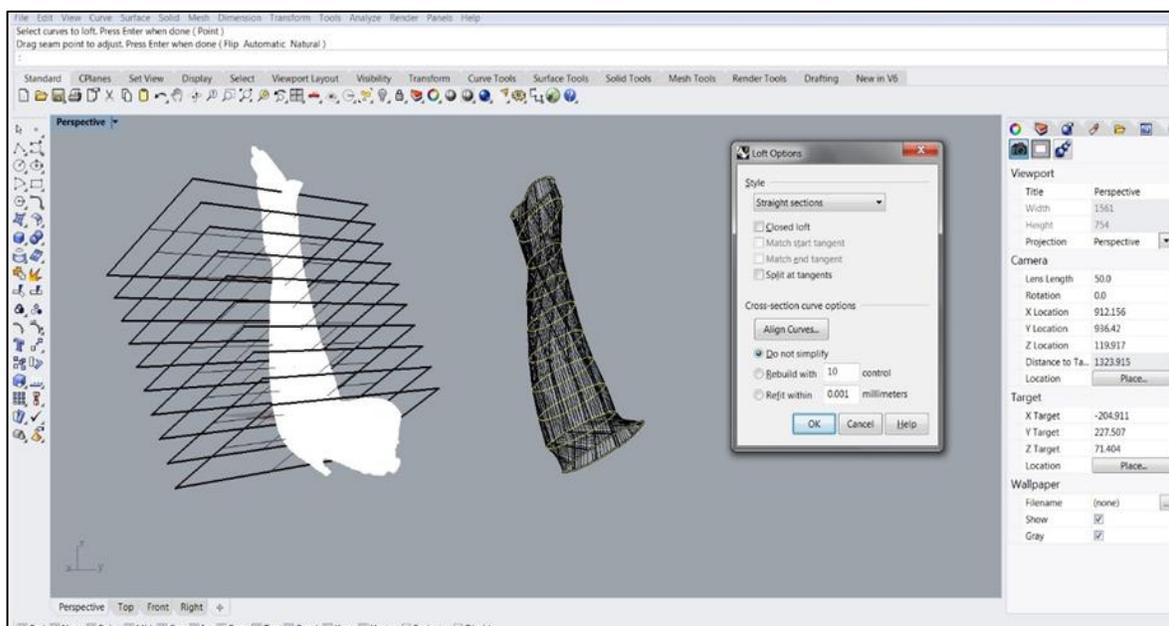
**Imagen 27. Imágenes obtenidas del antebrazo y mano utilizando el Structure Sensor**  
Fuente Propia.

El proceso de escaneado digitaliza el antebrazo y la mano completa del usuario que posteriormente utilizará la órtesis. Al objeto escaneado se le deben recortar las geometrías abiertas y las secciones irregulares para que posteriormente pueda importarse y utilizarse como base de información para la realización del diseño de la órtesis.

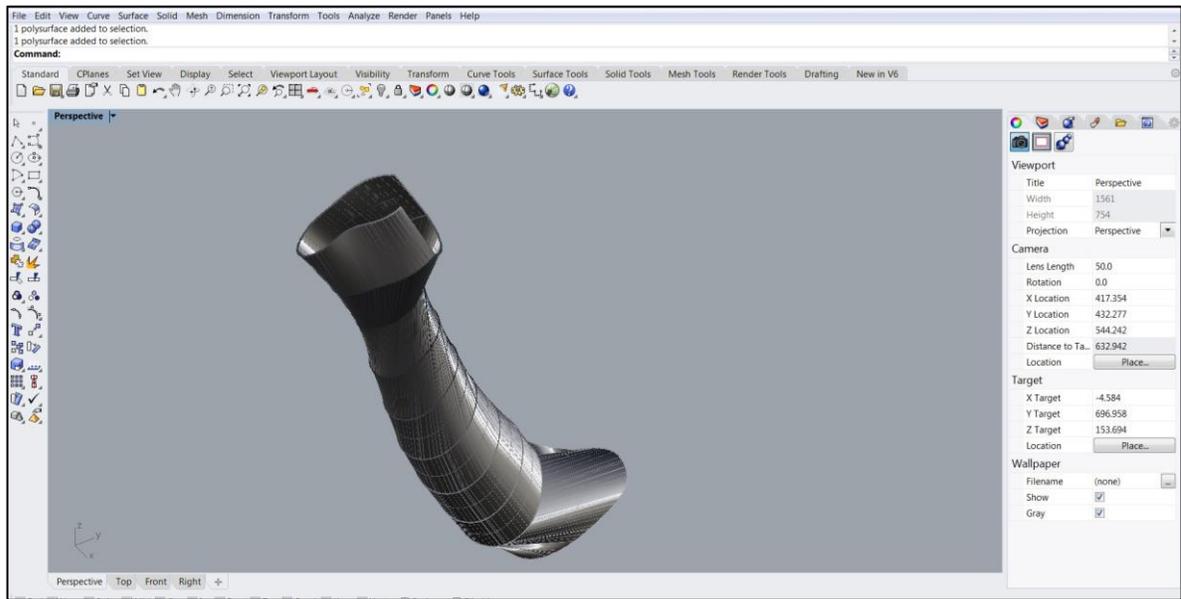
Con ayuda del software de diseño asistido por computador, que en este caso se utilizó el software Rhinoceros, este software es normalmente utilizado para la arquitectura, el prototipado, la ingeniería y el diseño industrial, gráfico, naval y automotriz, entre otros. Fue creado por Robert McNeer & Associates, una empresa con sede en Barcelona dedicada a la venta, formación, marketing, soporte y localización de softwares en Europa, Oriente Medio y África. Rhinoceros era en su origen un agregado para el software AutoCAD, de la multinacional Autodesk. El éxito de este software reside en el hecho de que no hay límite de complejidad, grado o tamaño de los diseños.

Rhinoceros es un software CAD, es decir, de Diseño Asistido por Computadora que incluye multitud de herramientas complejas de modelado 3D, que permiten crear formas inimaginables, con gran precisión y detalle. Rhinoceros es compatible con la mayoría de los programas de diseño, dibujo, CAM, prototipado, renderizado, ilustración, etc. Se especializa en el modelado libre mediante NURBS, unas representaciones matemáticas capaces de describir cualquier forma 3D con precisión.

Una vez obtenido el diseño, se exporta en un archivo .stl adecuado para fabricación aditiva. Después se hace uso de un slicer o laminador para proceder a la impresión 3D del mismo.

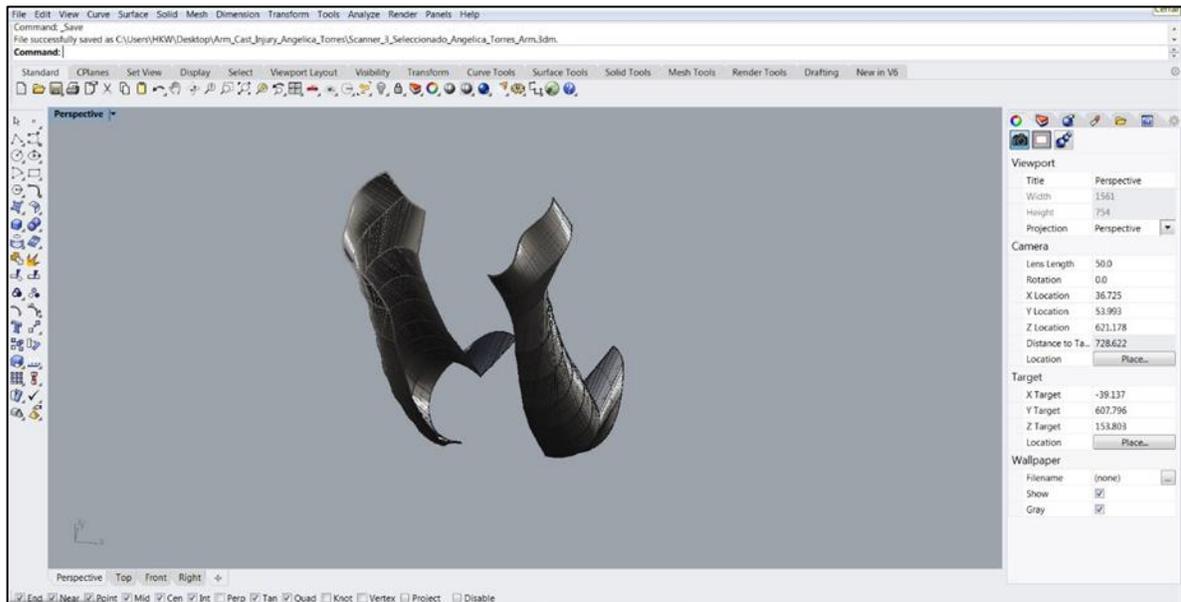


**Imagen 28. Archivo exportado obtenido del escáner**  
Fuente Propia.



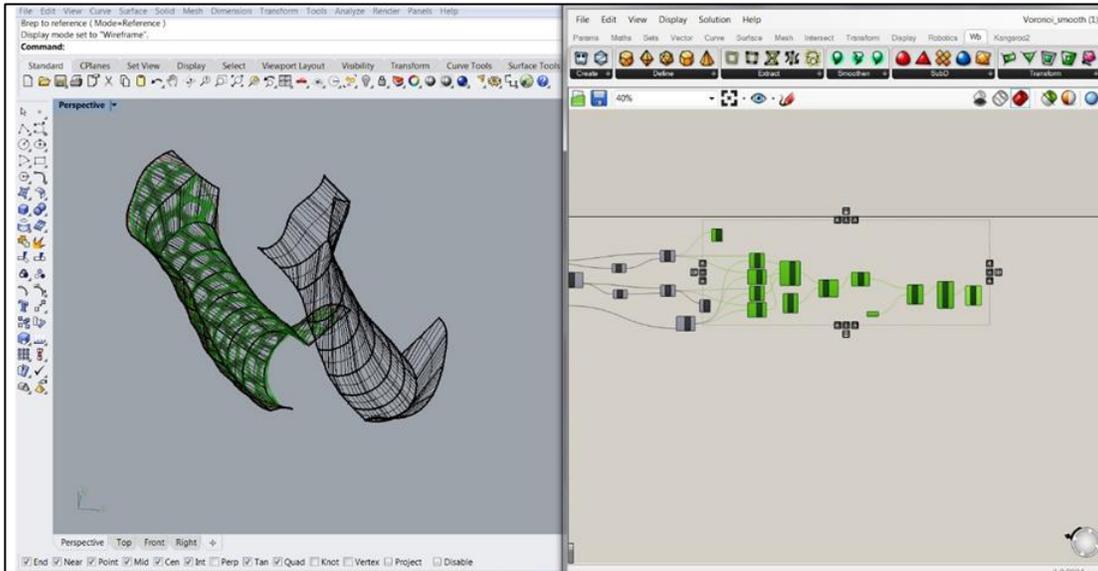
**Imagen 29. Diseño que soportará la elaboración de órtesis**  
Fuente Propia.

Después de obtener el archivo generado por el escáner a Rhinoceros, se divide el antebrazo escaneado en planos según su ángulo respecto a la posición del codo para obtener líneas de construcción en forma de óvalos que facilitan la creación de una nueva superficie en forma de cubierta. Luego se recorta la nueva superficie en la parte superior y lateral, donde se debe dejar espacio suficiente para acomodar los dedos de la mano, posteriormente se hace un corte transversal para obtener dos nuevas partes: cara superior y posterior de la órtesis respectivamente.



**Imagen 30. Obtención de la cara superior y posterior de la órtesis**  
Fuente Propia

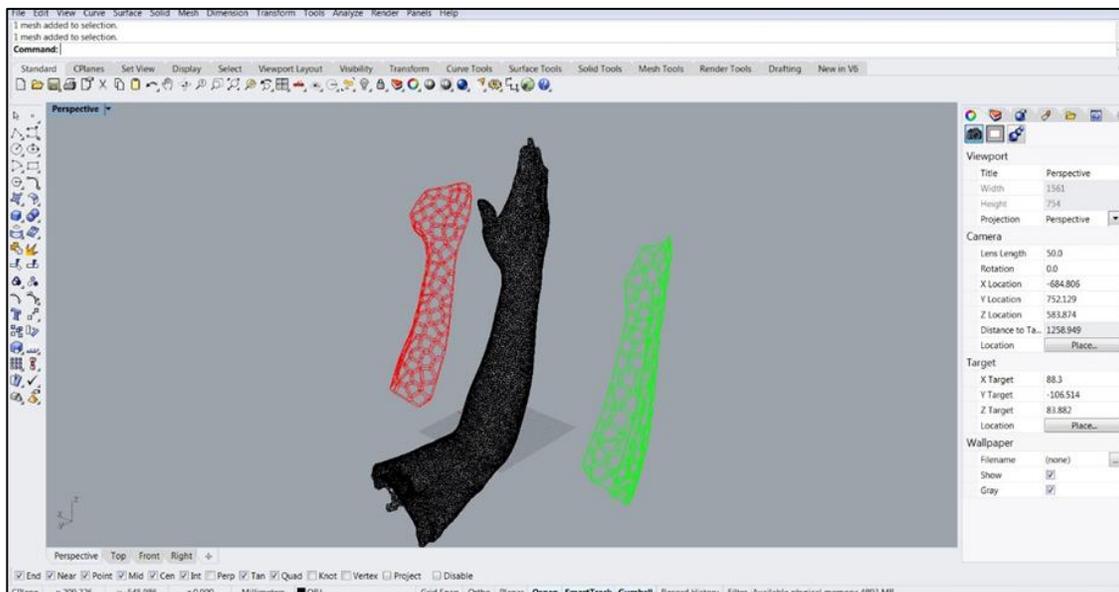
A continuación, se seleccionó cada nueva mitad de la superficie para ejecutar el algoritmo que va a generar la geometría paramétrica en forma de diagrama voronoi. En este paso, se define el espesor de la estructura y el diámetro aproximado de cada agujero con ayuda del entorno de programación visual Grasshopper para Rhinoceros.



**Imagen 31. Generación de nueva mitad de la superficie del diseño**

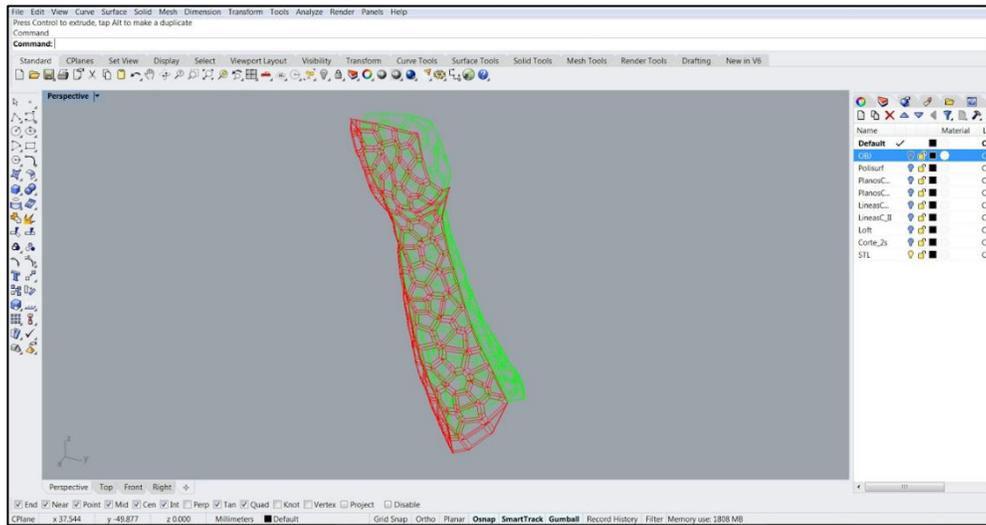
Fuente Propia

Por último, se ejecuta la sección del algoritmo correspondiente a los parámetros de modelado para obtener las dos mitades como archivos tipo malla o STL y puedan ser enviados a una impresora 3D.



**Imagen 32. Diseño de órtesis tipo malla**

Fuente Propia



**Imagen 33. Diseño de órtesis tipo malla**

Fuente Propia

### 3.3.4 Impresión 3D de la órtesis

Para la obtención de la órtesis se utilizó una de las impresoras 3D de hilo fundido de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito.

### 3.4 Cronograma de actividades

A continuación, se presenta el cronograma de las actividades desarrolladas durante la elaboración del presente proyecto

**Tabla 3. Cronograma proyecto Órtesis de antebrazo**

Actividad	sep				oct				nov			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Búsqueda de la información y elaboración de marco teórico: Aplicaciones e importancia de las órtesis de inmovilización de miembro superior - fundamentos impresión 3D - polímeros utilizados en impresión 3D	■											
Adquisición de polímeros ABS - PLA					■							
Elaboración de probetas y ensayos							■					
Medidas y diseño de la órtesis - Escaneo de brazo									■			
Análisis de resultados y elaboración de documento									■			
Elaboración de órtesis											■	
Elaboración del documento									■			
Entrega Trabajo a la Universidad											■	

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Análisis mecánico de PLA y ABS utilizados en impresión 3D.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos de la caracterización mecánica de los polímeros PLA y ABS sugeridos para la fabricación de la órtesis de antebrazo impresa en 3D.

#### 4.1.1 Ensayo De Tensión:

Para la elaboración del ensayo de tensión se utilizó la Máquina Universal para Ensayos, que se encuentra en el laboratorio de mecánica de la Escuela con ayuda de los laboratoristas encargados, desarrollando cada ensayo para cada probeta y obteniendo los resultados correspondientes dados por la máquina. A continuación, se presentan las imágenes y los resultados obtenido del ensayo de tensión para cada probeta.

- **Resultados Ensayo de Tensión – Probetas PLA**

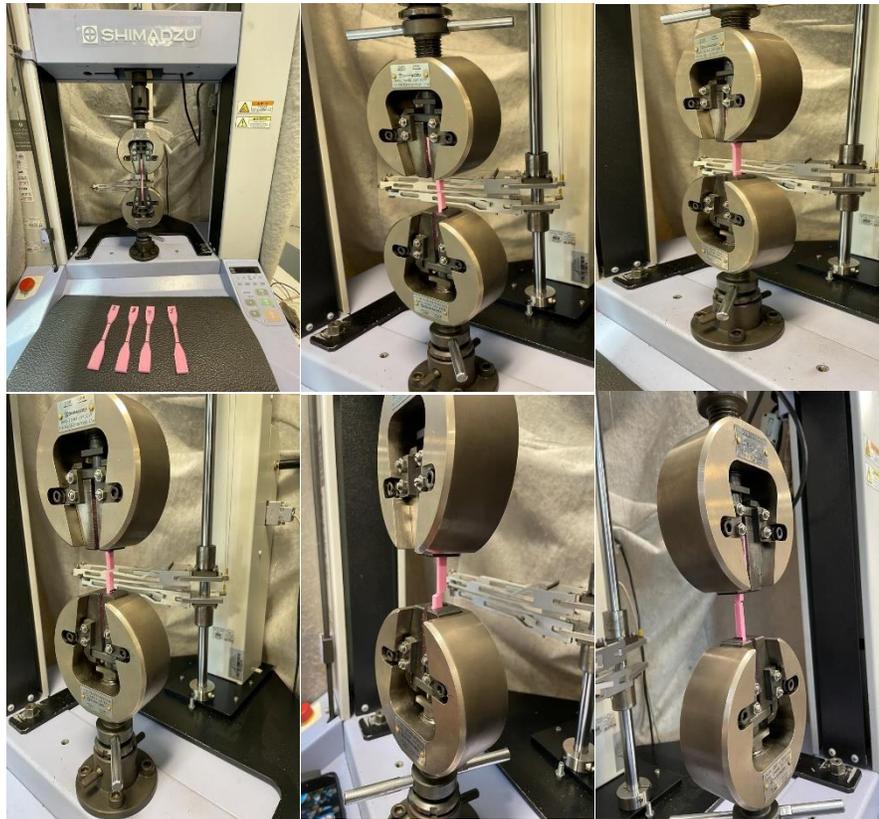


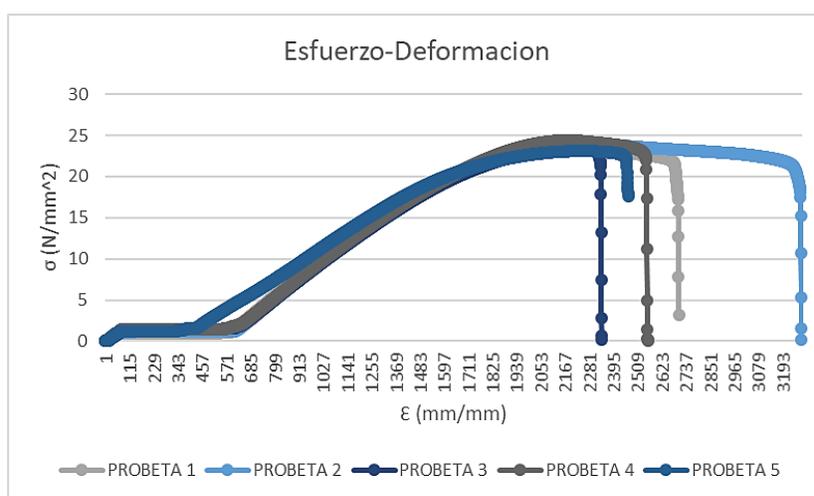
Imagen 34. Probeta PLA expuesta a Máquina Universal de Ensayos - Tensión  
Fuente Propia

Con base en el ensayo anterior, se obtuvieron datos de cinco (5) probetas expuestas a tensión, con los cuales se procedió a determinar características tales como el punto de fluencia, módulo de elasticidad, resistencia a la tracción, punto de rotura, resiliencia, tenacidad y ductilidad, para su posterior análisis y se elaboró la gráfica de esfuerzo vs deformación como se aprecia a continuación:

**Tabla 4. Propiedades mecánicas del PLA obtenidas del ensayo de tensión**

Características Mecánicas del PLA, Ensayo de Tracción							
Material	Punto de Fluencia	Modulo Elastico	Resistencia a la Tracción	Punto de Rotura	Resiliencia	Tenacidad	Ductibilidad
Probeta 1	1,373564369 Mpa	163,902087 N/mm <sup>2</sup>	29,45219644 N/mm <sup>2</sup>	0,00588201 N/mm <sup>2</sup>	3,62051E-05 MPa	-0,00024515 Mpa	2,24%
Probeta 2	2,040561339 Mpa	137,173057 N/mm <sup>2</sup>	27,86524205 N/mm <sup>2</sup>	0,7317535 N/mm <sup>2</sup>	5,40972E-05 MPa	-0,03524932 Mpa	1,72%
Probeta 3	1,02139862 Mpa	74,8582911 N/mm <sup>2</sup>	25,53428558 N/mm <sup>2</sup>	8,21199081 N/mm <sup>2</sup>	2,71909E-05 MPa	-0,35017166 Mpa	2,52%
Probeta 4	1,619687633 Mpa	176,089132 N/mm <sup>2</sup>	27,76953589 N/mm <sup>2</sup>	0,03654668 N/mm <sup>2</sup>	4,37025E-05 MPa	-0,00133377 Mpa	1,74%
Probeta 5	2,737536735 Mpa	152,557667 N/mm <sup>2</sup>	29,83127844 N/mm <sup>2</sup>	0,70332326 N/mm <sup>2</sup>	7,37357E-05 MPa	-0,03182138 Mpa	3,42%

Fuente Propia.



**Figura 3. Comportamiento del PLA expuesto a tensión**

Fuente Propia

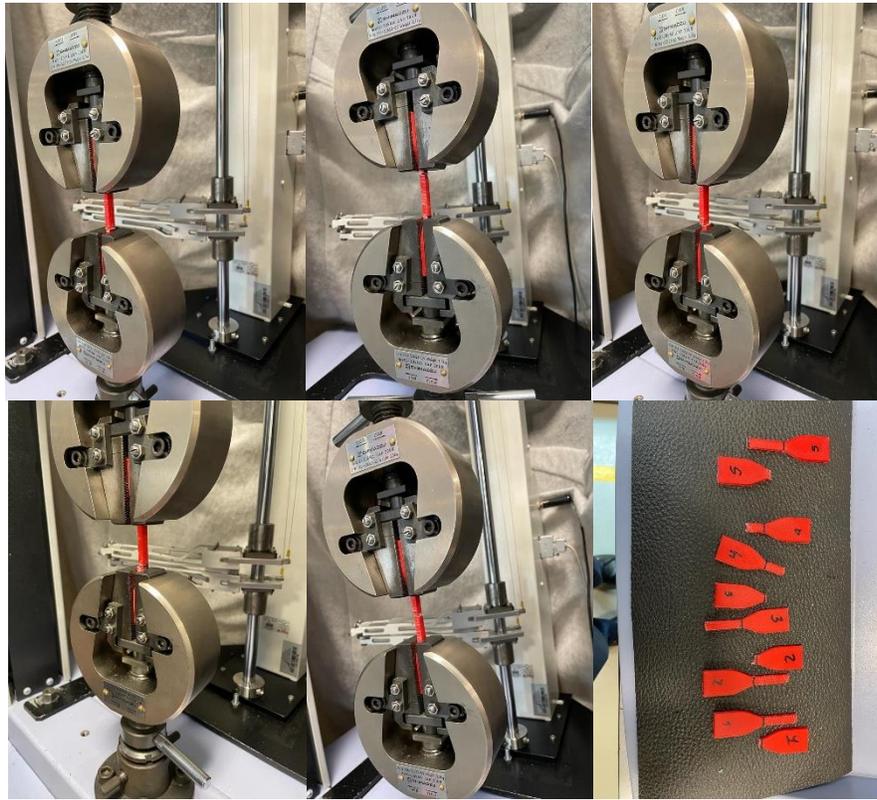
- **Resultados Ensayo de Tensión – Probetas ABS**

Al igual que en el caso anterior, se presentan los resultados obtenidos de cinco (5) probetas, después de analizar los datos de la máquina Universal de Ensayos.

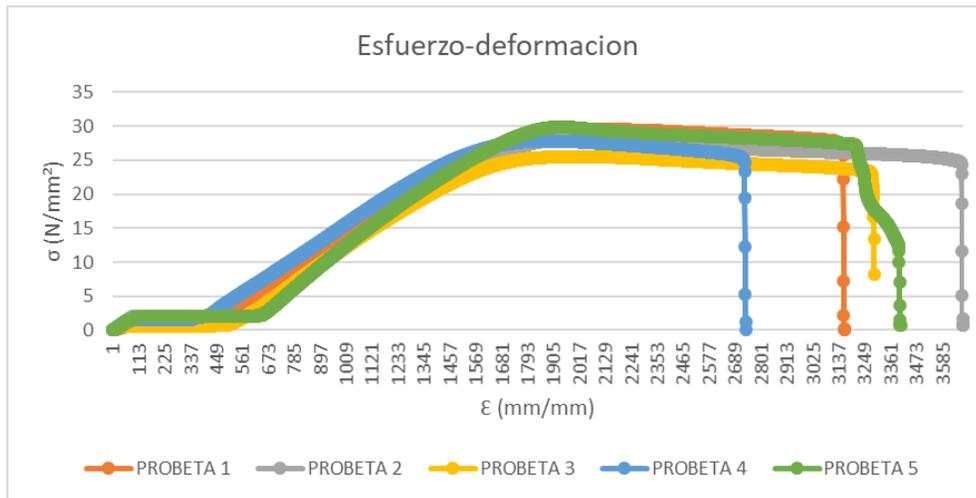
**Tabla 5. Propiedades mecánicas del ABS obtenidas del ensayo de tensión**

Características Mecánicas del ABS, Ensayo de Tracción							
Material	Punto de Fluencia	Modulo Elastico	Resistencia a la Tracción	Punto de Rotura	Resiliencia	Tenacidad	Ductibilidad
Probeta 1	1,693761247 Mpa	108,301749 N/mm <sup>2</sup>	23,3999681 N/mm <sup>2</sup>	0,57869483 N/mm <sup>2</sup>	4,196E-05 MPa	-0,10777472 Mpa	3,22%
Probeta 2	1,682770513 Mpa	101,341241 N/mm <sup>2</sup>	24,16806229 N/mm <sup>2</sup>	0,12203385 N/mm <sup>2</sup>	4,23738E-05 MPa	-0,00513427 Mpa	4,24%
Probeta 3	1,52078809 Mpa	100,960287 N/mm <sup>2</sup>	23,62526282 N/mm <sup>2</sup>	0,13396166 N/mm <sup>2</sup>	3,9333E-05 MPa	-0,00402408 Mpa	1,86%
Probeta 4	1,450797777 Mpa	104,807039 N/mm <sup>2</sup>	24,38666244 N/mm <sup>2</sup>	0,10677559 N/mm <sup>2</sup>	3,6824E-05 MPa	-0,00341113 Mpa	4,13%
Probeta 5	1,240108421 Mpa	143,09992 N/mm <sup>2</sup>	23,06796984 N/mm <sup>2</sup>	17,6397733 N/mm <sup>2</sup>	3,21574E-05 MPa	-0,55681945 Mpa	3,03%

Fuente Propia.



**Imagen 35. Probeta ABS expuesta a Máquina Universal de Ensayos - Tensión**  
Fuente Propia



**Figura 4. Comportamiento del ABS expuesto a tensión**  
Fuente Propia

- **Resultados del Ensayo de Impacto por Caída Libre**

**ABS**

Se realizó el ensayo por caída libre a través de un tubo de PVC dejando caer a diferentes alturas, una esfera de acero de peso 47,57 g y 22,28 mm de diámetro, hasta el punto donde permanecían las probetas para este ensayo. Se evalúa lo que sucedía con la probeta al dejarla caer a diferentes alturas.

De acuerdo con lo evidenciado durante el ensayo, se observó que tanto las probetas de ABS como las probetas de PLA tuvieron cambios en su estructura, el ABS a una altura de 125 cm tuvo un desprendimiento de capas en la probeta y en la probeta No. 5 hubo una pequeña rotura del material.

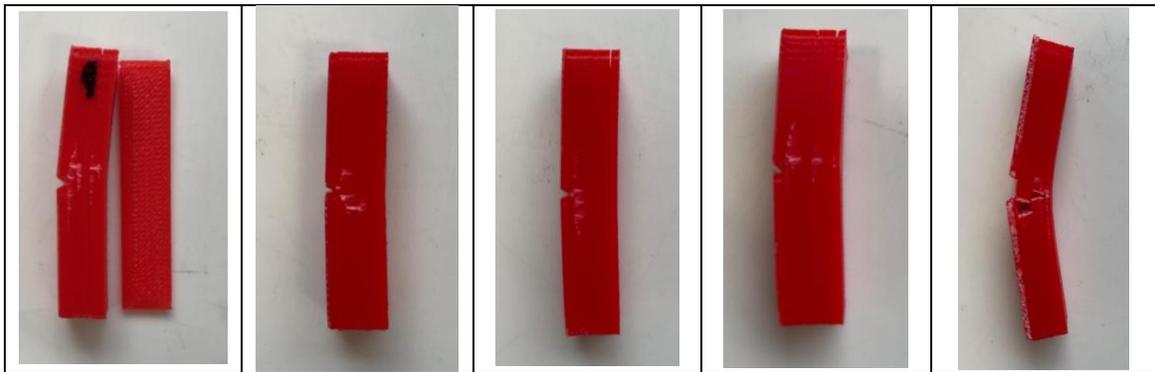


Figura 5. Resultados probetas de ABS – Prueba de impacto por caída libre  
Fuente Propia

**PLA**

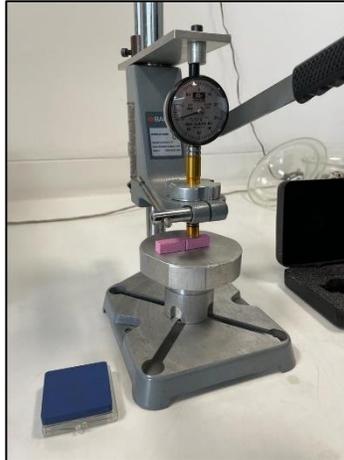
Para el ensayo con el PLA, se realizó el mismo procedimiento con el tubo de PVC y la esfera de acero con las mismas medidas en peso y diámetro, identificándose que a una altura de 125 cm, es decir, a la misma altura que se utilizó para el ABS, las probetas de PLA tuvieron una rotura total del material en la muesca de la probeta, dividiéndolos en dos partes como se observa en las imágenes.



Figura 6. Resultados probetas de PLA – Prueba de impacto por caída libre  
Fuente Propia

- **Ensayo De Dureza Shore D:**

Se desarrolló el ensayo de dureza a través de la prueba Shore con escala D utilizada en termoplásticos, por medio de un durómetro como se observa en la imagen, realizando este mismo procedimiento tanto para el PLA como para el ABS.

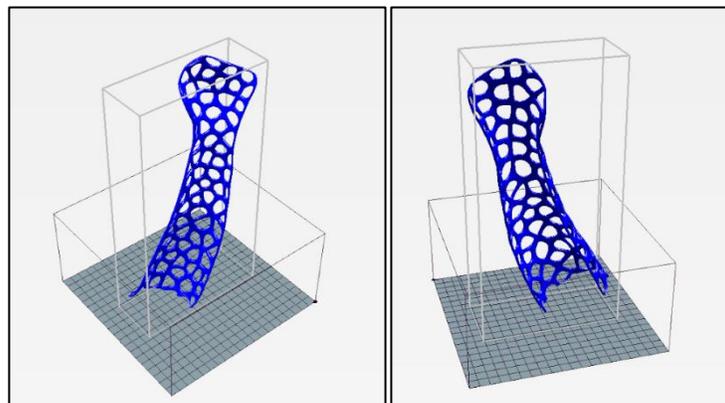


**Imagen 36. Ensayo de dureza**  
Fuente Propia

De acuerdo con la escala D utilizada, se obtuvo como resultado que el ABS tiene una dureza de 67,2 y el PLA tiene una dureza de 72,6. Dando como resultado que el PLA tiene mucha más dureza que el ABS.

#### **4.2 Resultados del diseño y elaboración de órtesis para uso de miembro superior / antebrazo, impresa en 3D.**

Después de haber seguido cada uno de los pasos presentados en la parte de metodología para el desarrollo del diseño de la órtesis, finalmente tenemos como resultado las dos tapas de la órtesis tanto posterior como anterior totalmente terminadas y listas para su correspondiente impresión.



**Imagen 37. Diseño final de órtesis**  
Fuente Propia

Al realizar la impresión en 3D por medio de la técnica FMD obtuvimos nuestra órtesis para inmovilización de antebrazo de acuerdo al diseño definido y elaborado, llevándose a cabo la prueba concepto en mi antebrazo derecho.



**Imagen 38. Órtesis finalizada impresa en impresora 3D FMD**

#### **4.3 Viabilidad técnica y económica del uso de la órtesis para miembro superior impresa en 3D.**

Según el trabajo realizado, se pudo identificar que el uso de impresora 3D FMD para la elaboración de órtesis, puede ser un mecanismo viable y económico, que contribuiría al sector salud, en especial al área de rehabilitación y ortopedia.

Al ser una técnica personalizada, pueden obtenerse órtesis ergonómicas, de diseños y colores variables, siendo más livianas que los yesos, contribuyendo a una rehabilitación más rápido, ya que las aberturas en la órtesis permiten la electroterapia. En la prueba de concepto, se pudo confirmar su comodidad.

PLA y el ABS son materiales poco costosos y comercialmente se venden en rollos de gran cantidad, siendo el PLA más económico, pero la diferencia en el precio es despreciable.

## 5 ANÁLISIS Y DISCUSIÓN

Al realizar este tipo de órtesis para pacientes con algún tipo de fractura o lesión, deben tenerse en cuenta diferentes parámetros para ofrecer un producto de calidad, que sea apto para cualquier tipo de terapia, ergonómico y brinde comodidad al paciente. Así mismo, que el material cumpla con las características mecánicas y de biocompatibilidad que lo hagan apto para su aplicación.

Los materiales utilizados en el presente proyecto fueron los polímeros termoplásticos ABS y el PLA a los cuales se les realizaron pruebas de tensión, impacto por caída libre y dureza, con el propósito de determinar su comportamiento y verificar su uso en la elaboración de órtesis.

### 5.1 Ensayo de Tensión

Durante el ensayo de tensión para el caso en comento, se identificó que los valores obtenidos del módulo de elasticidad en el PLA fueron mayores en comparación con lo del ABS, mostrando tener mayor rigidez. Lo anterior guarda relación con los resultados obtenidos de ductilidad y tenacidad, en los cuales se pudo determinar que el ABS presentó mayores porcentajes de deformación, mostrando coherencia con la información reportada en diferentes publicaciones, donde se determina que el ABS a pesar de ser un material rígido presenta buena flexibilidad, que se traduce en la deformación que puede tener el material. No obstante, tanto el PLA como el ABS presentaron módulos de elasticidad menores a los reportados por los yesos, que pueden registrar valores mayores a 350 Mpa, de ahí la rigidez presente en los yesos.

Durante el ensayo también fue posible observar que las probetas de PLA al exponerlas a las cargas se rompían con mayor facilidad que las probetas de ABS, evidenciándose mayor rigidez y fragilidad en el polímero PLA, lo cual fue confirmado, ya que el ABS fue más dúctil que el PLA, mostrando éste un comportamiento más frágil. El ABS en cambio, presentó una mayor deformación, la cual fue visible durante el ensayo antes de presentarse la fractura y al observar las probetas una vez finalizado el ensayo.

Respecto a la resistencia a la tensión, comparando los valores obtenidos, se puede indicar que el PLA presentó valores mayores de resistente a la tensión que el ABS. El esfuerzo de fluencia en los dos casos fue similar, siendo un poco mayor en el PLA. En cuanto a la resistencia a la rotura, los valores obtenidos señalan que el ABS mostró una resistencia a la rotura mucho mayor que el PLA, lo cual está directamente asociado al comportamiento dúctil presentado por el ABS.

### 5.2 Ensayo de Impacto por caída libre

En el ensayo de impacto por caída libre pudimos confirmar lo reportado en la teoría, donde se indica que el PLA tiene muy poca resistencia al impacto, y observando los resultados obtenidos en la prueba efectivamente cuando dejamos caer la esfera a la misma distancia tanto para el ABS como para el PLA, las probetas de PLA se rompieron al instante, lo que

podría indicar que en el caso que una órtesis fuera sometida a una caída fuerte o expuesta a un gran impacto esta se romperá con mayor facilidad en el PLA que en el ABS.

### **5.3 Ensayo de Dureza**

Los resultados obtenidos en el ensayo de dureza (ABS dureza de 67,2 y el PLA dureza de 72,6), indican que el PLA tiene un valor de dureza mayor que el obtenido en las probetas de ABS, lo que lo hace que el PLA se un material más resistente a ser rayado y presente una mayor oposición a ser deformado, lo cual guarda relación con los resultados obtenidos en el ensayo de tensión.

Con base en lo anterior, y a pesar de no contar con valores de dureza de Shore del yeso, en la escala de dureza de Mohs, el yeso registra un valor de 2, lo cual indica que puede ser rayado por una uña, pudiéndose determinar que la dureza del yeso es muy baja en comparación con la presentada por el PLA o el ABS.

### **5.4 Órtesis**

Al realizar la prueba de concepto, se pudo verificar que el miembro superior, en este caso específico el antebrazo, permanecía inmóvil y estable, restringiéndose los movimientos de flexión, extensión, supinación y pronación en el antebrazo, necesarios para la consolidación de los tejidos y apoyo al proceso de rehabilitación.

Con este estudio y los resultados obtenidos, se puede verificar la importancia de la fabricación de las órtesis mediante la impresión 3D por hilo fundido, ya que se pueden utilizar polímeros de fácil consecución, que proporciona propiedades mecánicas adecuadas para el diseño y la fabricación, brindando la oportunidad que sean personalizadas, ofreciendo ergonomía y economía a los usuarios. Así mismo, la órtesis que se elaboró pesa aproximadamente 170,41 g, lo cual la hace liviana y ligera, siendo más cómoda para el paciente.

Finalmente este proyecto espera proporcionar las bases para el uso de la impresión 3D y el escáner, en la elaboración de dispositivos con aplicaciones ortopédicas, ya que se pueden realizar de forma personalizada y a bajo costo, siendo posible ser usadas por gran parte de la sociedad, ya que a pesar de llevar varios años diseños de órtesis similares en el mercado, no es evidente este tipo de ayudas en rehabilitación en Colombia.

## 6 RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El alcance de este proyecto pudo verse un limitado a la falta de instrumentos o facilidad de conseguirlos como el escáner o la impresora 3D. En la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito se encontraban pero para la precisión, resolución e impresión de las piezas médicas no eran las adecuadas. Sin embargo, para futuros trabajos en esta área, se podrían actualizar dichos equipos por unos de nueva generación para mejorar progresivamente parámetros que se necesiten para que el diseño en 3D sea mucho más rápido, preciso y se obtengan los resultados esperados.

Respecto a la investigación, podrían mejorarse materiales para este proyecto, realizar una investigación mucho más minuciosa y con un amplio repertorio en materiales que posiblemente cumplieran con las características necesarias para este tipo de implementación, siendo mucho más biocompatibles, biodegradables. Se podrían incluir una fase futura, de ensayos de flexión y compresión, ya que debido al corto tiempo, no fue posible realizarlos.

El ensayo de impacto -tipo Charpy para los materiales ABS y PLA, podría haberse llevado a cabo, si los laboratorios contaran con un péndulo/martillo adecuado para materiales poliméricos.

Se podrían sugerir comparaciones con el yeso utilizado actualmente como órtesis de inmovilización, el cual podría caracterizarse y conseguir comparaciones con los materiales utilizados en la impresión 3D para este tipo de órtesis.

Sería de gran apoyo para proyectos en ingeniería de rehabilitación, contar con software actualizado para el diseño de órtesis y herramientas que contribuyan a realizar diseños de una forma más fácil y rápida.

Para este tipo de proyectos, se sugeriría más tiempo, ya que se podría mejorar el método de cierre o unión de las dos partes de la órtesis, con el objeto de evitar fallas o limitaciones en la corrección de la lesión. Por otro lado, con el uso de las órtesis, se puede mejorar su diseño para ser factible las terapias que el profesional de la salud determine.

El diseño de la órtesis podría ofrecerse a médicos especializados en Rehabilitación y Ortopedia y a centros clínicos y de salud en general.

## 7 CONCLUSIONES

- A través del software de modelado 3D Rhinoceros se logró realizar el diseño de una órtesis de inmovilización para miembro superior, teniendo en cuenta la morfología del antebrazo, proporcionando comodidad y ergonomía al dispositivo.
- Se elaboró una órtesis de PLA para antebrazo derecho utilizando una impresora 3D de hilo fundido.
- Se utilizó impresora 3D de hilo fundido, identificando que para el buen acabado de la órtesis y demás dispositivos que se pueden elaborar, parámetros como la densidad del material, la temperatura y velocidad en el proceso, son fundamentales para la obtención de propiedades mecánicas adecuadas.
- Se logró caracterizar mecánicamente a los materiales propuestos para elaborar la órtesis en la impresora 3D de FMD, identificándose que el PLA mostró mayor rigidez y dureza que el ABS. Pero el ABS mostró mayor deformación y elasticidad.
- De acuerdo con la dureza de Shore, el polímero PLA presenta mayor dureza y mostró mayor fragilidad, por lo cual al ser utilizado en órtesis, es adecuado que el usuario no se encuentre expuesto a impactos fuertes que podrían fracturarlo.
- ABS y PLA son de fácil consecución y los precios de los rollos de filamentos para la impresión 3D suelen ser de bajo costo y de valores similares en el mercado.
- La órtesis fabricada, se llevó a cabo bajo medidas, identificándose su ergonomía en el momento de la postura, de fácil postura y liviana.

## 8 REFERENCIAS

1. F. Vargas Negrin. Indicaciones de las órtesis en atención primaria. *Terapéutica en APS: FMC.* (2017); 24 (8):465-78. Disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/320481700\\_Indicaciones\\_de\\_las\\_ortesis\\_e\\_n\\_atencion\\_primaria](https://www.researchgate.net/publication/320481700_Indicaciones_de_las_ortesis_e_n_atencion_primaria)
2. Consejo Interterritorial del Sistema Nacional De Salud. *Guía Descriptiva De Ortoprótisis. Tomo II. Órtesis De Miembro Superior Y Miembro Inferior.* Ministerio de Sanidad y Consumo. Secretaría General Técnica. ISBN: 84-7670-618-9. Madrid. España.
3. ISO 8551:2003 Prosthetics and orthotics – Functional deficiencies – Description of the person to be treated with an orthosis, clinical objectives of treatment, and functional requirements of the orthosis. Now ISO 8551:2020. International Organization for Standardization.
4. E. Escuder, J. Muñoz, “Diseño de órtesis de miembro superior aplicable a rehabilitaciones y como exoesqueleto”, trabajo fin de grado para la obtención del título de graduado en ingeniería en tecnologías industriales, Julio 2017.
5. J. García Sánchez, Justo. *Módulo de bases anatómicas y fisiológicas del deporte. Anatomía. Unidad 5. Extremidad superior.* Disponible en: [http://www.edvillajunco.es/doc/5\\_extremidad\\_superior.pdf](http://www.edvillajunco.es/doc/5_extremidad_superior.pdf)
6. Visible Body. (2021). *Imagen. Caderas, hombros, brazos y piernas: Huesos del esqueleto pendicular.* Disponible en: <https://www.visiblebody.com/es/learn/skeleton/appendicular-skeleton>
7. Moore, K.L., Agur, A.M.R. (2009). *Fundamentos de anatomía con orientación clínica.* Filadelfia: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.
8. M. T. Angulo Carrere, Ana Méndez Álvarez, Yolanda Peñaranda Fuentes. *Biomecánica clínica. Biomecánica de la Extremidad Superior. Exploración del Codo. Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología). Serie Biomecánica clínica. 3 (4): 82-103, 2011. ISSN: 1989-5305.* Disponible en: <http://www.revistareduca.es/index.php/reduca-enfermeria/article/viewFile/753/769>
9. Kapandji, A.I. (2006). *Fisiología Articular.* París: Editions MALOINE, Editorial Médica Panamericana.
10. Ethier, C.R., Simmons, C. (2007). *Introductory Biomechanics. From Cells to Organisms.* Nueva York: Cambridge University Press.
11. L.Herrera. (2019) “Diseño y desarrollo de una férula de miembro superior escaneada e impresa en 3D”, Grado en Ingeniería de Diseño Industrial y Desarrollo del Producto.

12. Nordin, M., Frankel, V.H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Filadelfia: Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins.
13. Undo Prototipos S.L. SLA, Estereolitografía. Disponible en: <https://undoprototipos.com/es/tecnologias/sla-estereolitograf%C3%ADa>
14. Google Ads. Historia de la Impresión 3D. Disponible en: <https://www.rslicing3d.com/impresion-3d/historia-de-la-impresion-3d/>
15. Breve historia de la impresión 3D. Disponible en: <https://lorenzo-martin-001.neocities.org/impresion3d.html>
16. Arch20 Power List 2021. 3D Printed Cast “Exoskeletal” Jake Evill. Disponible en: <https://www.arch2o.com/3d-printed-cast-exoskeletal-jake-evill/>
17. Todo-3D.com, “Fdm-Fff O Modelado Por Deposición Fundida”. Disponible en: <https://todo-3d.com/fdm-fff-modelado-deposicion-fundida/?v=911e8753d716>.
18. Filament2print. Memorias de la impresión 3D FDM. Disponible en: [https://filament2print.com/es/blog/64\\_memorias-impresion-3d.html](https://filament2print.com/es/blog/64_memorias-impresion-3d.html)
19. R. Pugliese, Benedetta Beltrami, Stefano Regondi, Christian Lunetta. Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview. *Annals of 3D Printed Medicine*. Volume 2. June 2021. <https://doi.org/10.1016/j.stim.2021.100011>
20. Y. Ramot, M. Haim-Zada, A.J. Domb, A. Nyska. Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers. *Adv Drug Deliv Rev*, 107 (2016), pp. 153-162.
21. D. da Silva, M. Kaduri, M. Poley, O. Adir, N. Krinsky, J. Shainsky-Roitman, A. Schroeder. Biocompatibility, biodegradation and excretion of polylactic acid (PLA) in medical implants and theranostic systems. *Chem Eng J*, 340 (2018), pp. 9-14.
22. F. Liu, D.Z. Zhang, P. Zhang, M. Zhao, S. Jafar. Mechanical properties of optimized diamond lattice structure for bone scaffolds fabricated via selective laser melting *Materials (Basel)*, 11 (3) (2018).
23. C. Casavola, A. Cazzato, V. Moramarco, G. Renna. Mechanical behaviour of ABS-fused filament fabrication compounds under impact tensile loadings *Materials (Basel)*, 12 (8) (2019).
24. O.A. Mohamed, S.H. Masood, J.L. Bhowmik. Analytical modelling and optimization of the temperature-dependent dynamic mechanical properties of fused deposition fabricated parts made of PC-ABS. *Materials (Basel)*, 9 (11) (2016)
25. D.H. Rosenzweig, E. Carelli, T. Steffen, P. Jarzem, L. Haglund. 3D-printed ABS and PLA scaffolds for cartilage and nucleus pulposus tissue regeneration. *Int J Mol Sci*, 16 (7) (2015), pp. 15118-15135.

26. Resinex, “Abs, Acrilonitrilo Butadieno Estireno”, Disponible en: <https://www.resinex.es/tipos-de-polimeros/abs.html>.
27. C.F. Urresta, “Caracterización De Las Propiedades Mecánicas De Materiales Impresos Mediante La Técnica De Impresión 3d Fused Deposition Modeling (Fdm)”, trabajo de grado previo a la obtención del título de ingeniero en mecatrónica, 2020.
28. G. I. Pacheco Carpio, «Análisis de tracción de probetas impresas en 3D mediante deposición de hilo fundido de PLA, ABS y PLA/MLO.» Cuenca, Ecuador, 2019.
29. E. Santos, J. Yenque, O. Rojas, V. Rosales, “Acerca del ensayo de dureza”, Notas Científicas, Industrial data 2001.

## 9 ANEXOS

- Resultados obtenidos de la Máquina Universal de Ensayos:

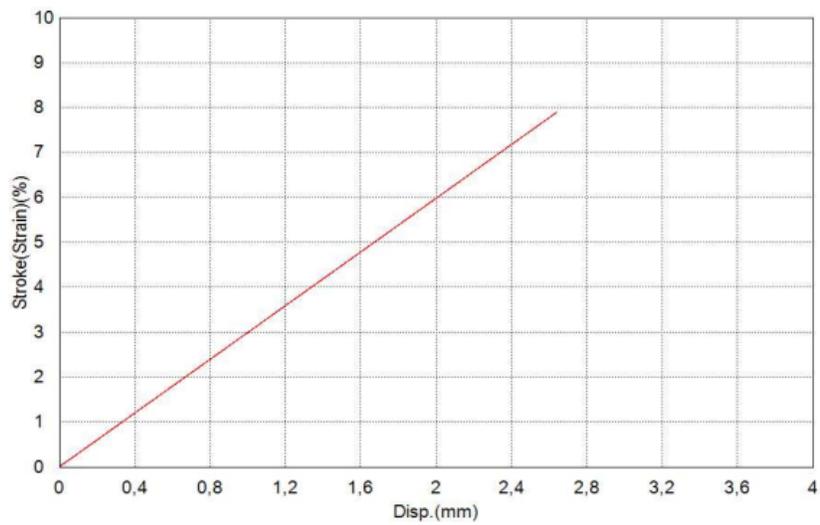
### PLA Probeta 1

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500

Name	Elastic	YP(%)_Force	Max_Force	Break Force
Parameters	Force 10 – 20 N	0,1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000



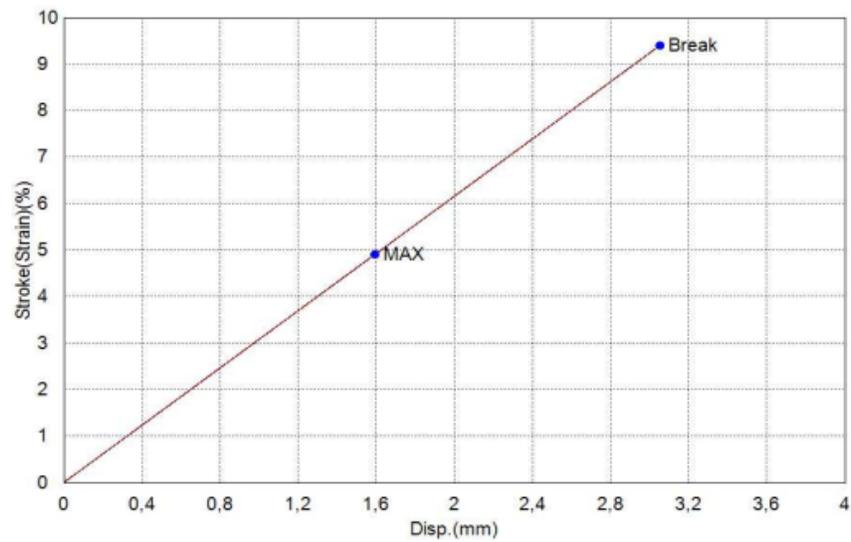
## Probeta 2.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500
2_1	4,3100	6,6000	32,4900

Name	Elastic	YP(%)_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	Force 10 - 20 N	0,1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880
2_1	970,115	--	791,046	699,418

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000
2_1	1,00000



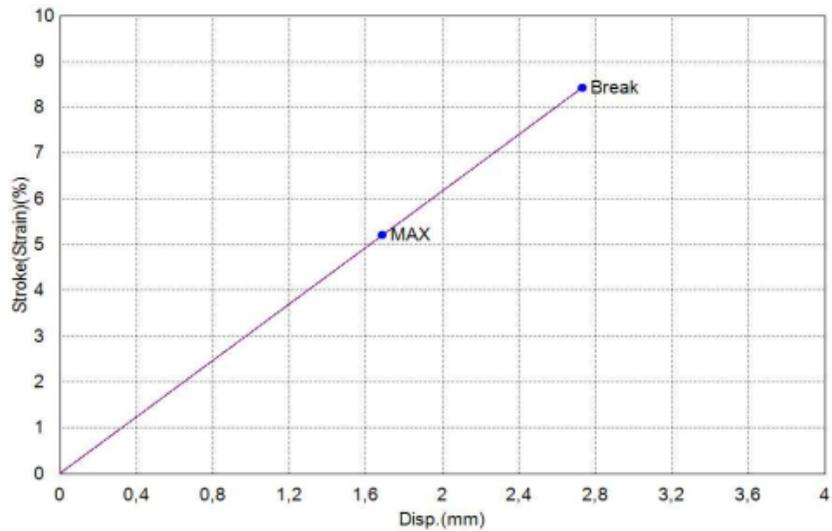
### Probeta 3.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500
2_1	4,3100	6,6000	32,4900
3_1	4,3400	6,4000	32,4300

Name	Elastic	YP(%) Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	Force 10 - 20 N	0,1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880
2_1	970,115	--	791,046	699,418
3_1	9,44221	--	719,253	638,153

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000
2_1	1,00000
3_1	1,00000



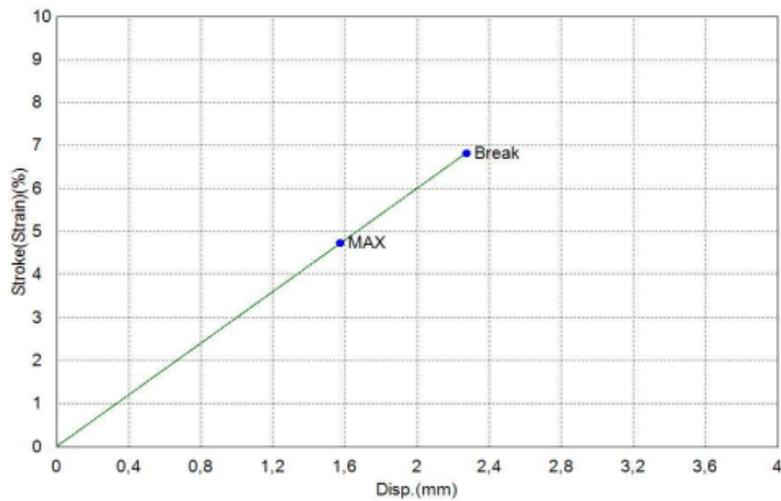
## Probeta 4.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500
2_1	4,3100	6,6000	32,4900
3_1	4,3400	6,4000	32,4300
4_1	4,2800	6,4900	33,3200

Name	Elastic	YP(%)_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	Force 10 - 20 N	0.1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880
2_1	970,115	--	791,046	699,418
3_1	9,44221	--	719,253	638,153
4_1	1052,08	--	752,171	677,889

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000
2_1	1,00000
3_1	1,00000
4_1	1,00000



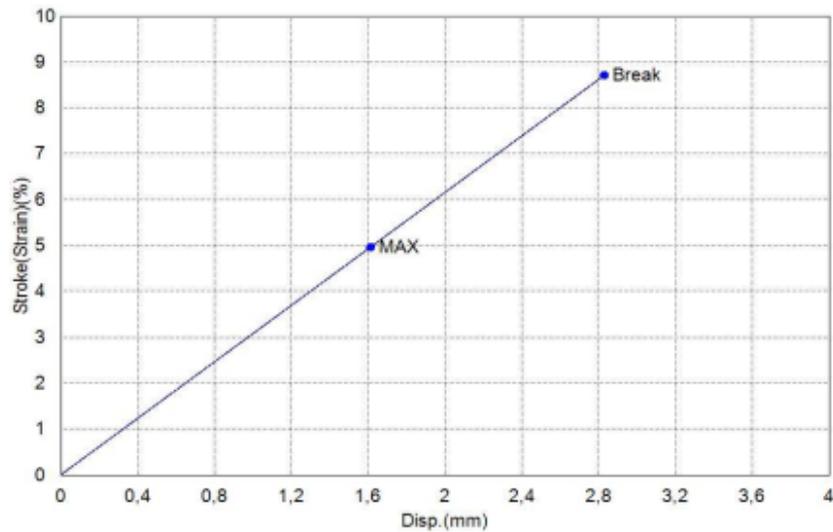
**Probeta 5.**

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500
2_1	4,3100	6,6000	32,4900
3_1	4,3400	6,4000	32,4300
4_1	4,2800	6,4900	33,3200
5_1	4,3000	645,0000	32,5000

Name	Elastic	YP(%)_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	Force 10 - 20 N	0,1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880
2_1	970,115	--	791,046	699,418
3_1	9,44221	--	719,253	638,153
4_1	1052,08	--	752,171	677,889
5_1	8,76500	--	800,480	339,228

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000
2_1	1,00000
3_1	1,00000
4_1	1,00000
5_1	1,00000



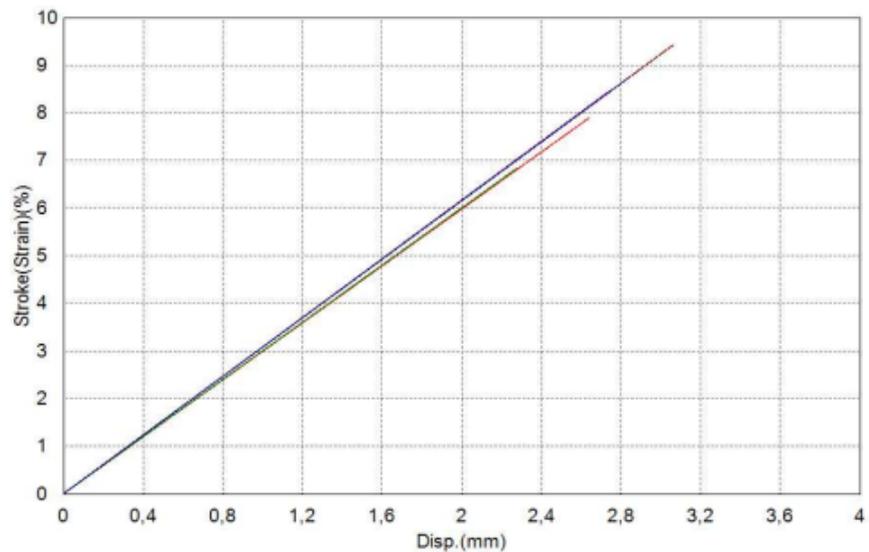
Todas las probetas.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,3900	6,5700	33,4500
2_1	4,3100	6,6000	32,4900
3_1	4,3400	6,4000	32,4300
4_1	4,2800	6,4900	33,3200
5_1	4,3000	645,0000	32,5000

Name	Elastic	YP(%)_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	Force 10 - 20 N	0,1 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N/mm2	N	N	N
1_1	439,599	--	813,289	746,880
2_1	970,115	--	791,046	699,418
3_1	9,44221	--	719,253	638,153
4_1	1052,08	--	752,171	677,889
5_1	8,76500	--	800,460	339,228

Name	Preset1_Force
Parameters	Force 1 N
Unit	N
1_1	1,00000
2_1	1,00000
3_1	1,00000
4_1	1,00000
5_1	1,00000



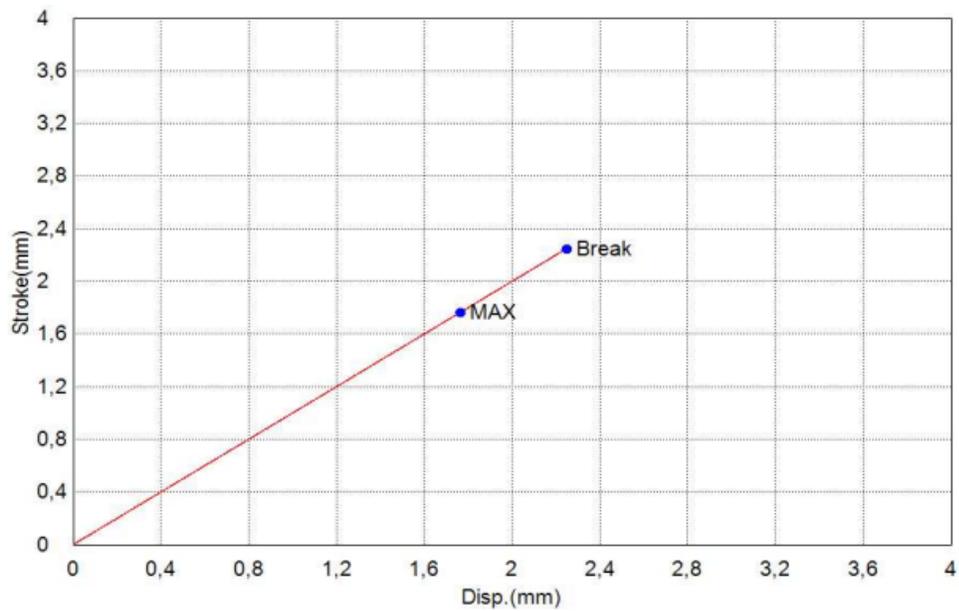
**ABS  
Probeta 1.**

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400

Name	YP(%)_Force	YS1_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041

Name	Elastic
Parameters	Force 10 – 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553



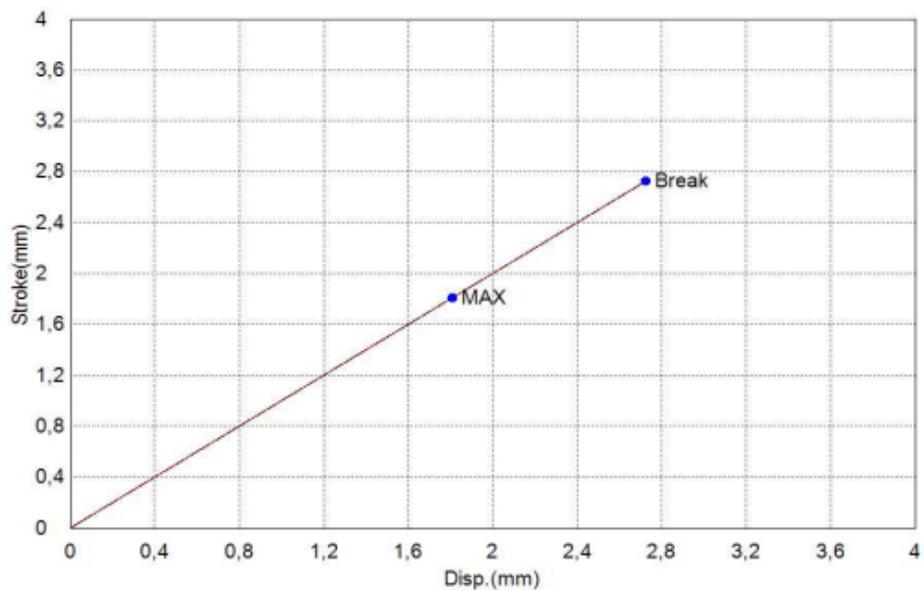
## Probeta 2.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400
2_1	4,0700	6,9400	31,7800

Name	YP(%)_Force	YS1_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041
2_1	--	31,8257	688,901	531,844

Name	Elastic
Parameters	Force 10 - 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553
2_1	711,301



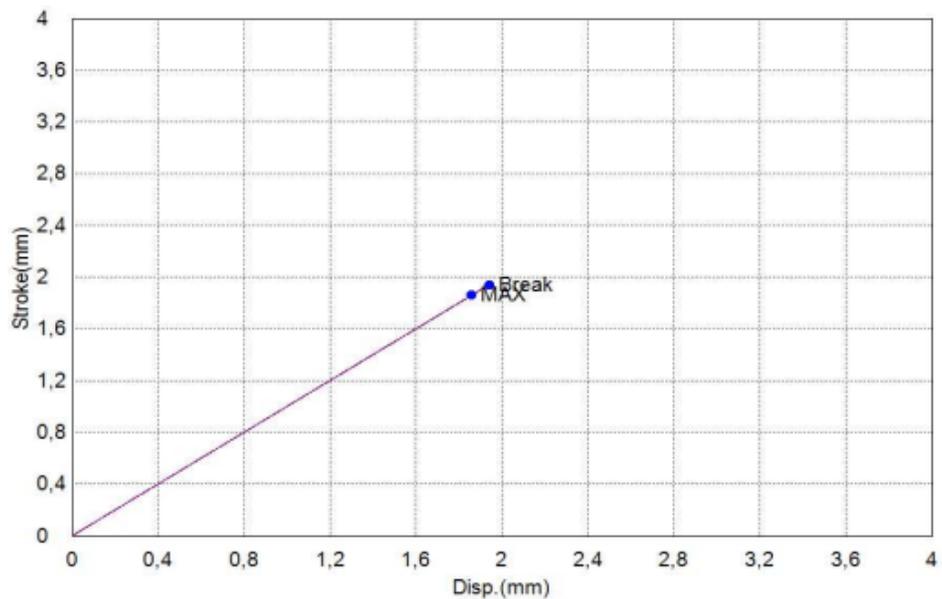
### Probeta 3.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400
2_1	4,0700	6,9400	31,7800
3_1	4,2100	6,6900	32,1400

Name	YP(%)_Force	YS1_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041
2_1	--	31,8257	688,901	531,844
3_1	--	38,9449	656,497	617,973

Name	Elastic
Parameters	Force 10 - 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553
2_1	711,301
3_1	632,880



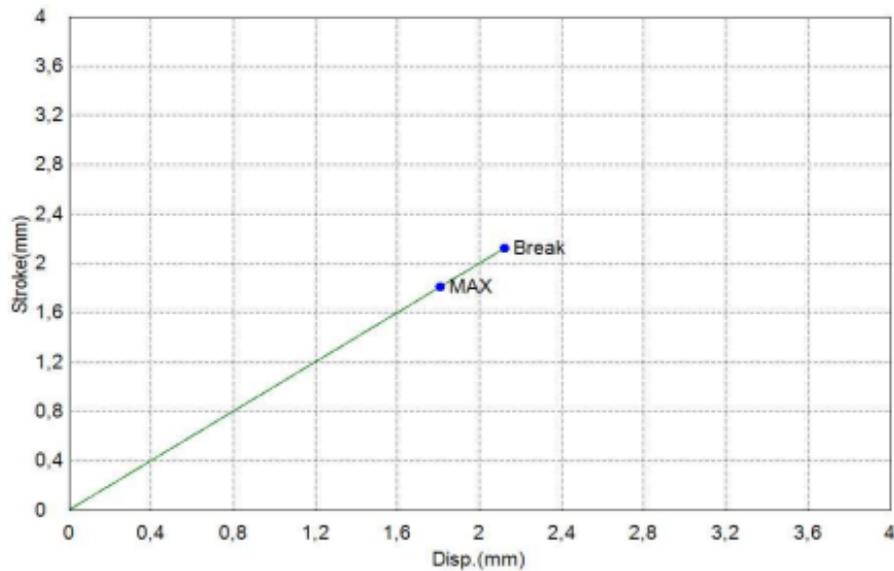
## Probeta 4.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400
2_1	4,0700	6,9400	31,7800
3_1	4,2100	6,6900	32,1400
4_1	4,1300	6,5500	31,2300

Name	YP(%)_Force	YS1_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041
2_1	--	31,8257	688,901	531,844
3_1	--	38,9449	656,497	617,973
4_1	--	39,4805	677,409	622,093

Name	Elastic
Parameters	Force 10 - 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553
2_1	711,301
3_1	632,880
4_1	854,966



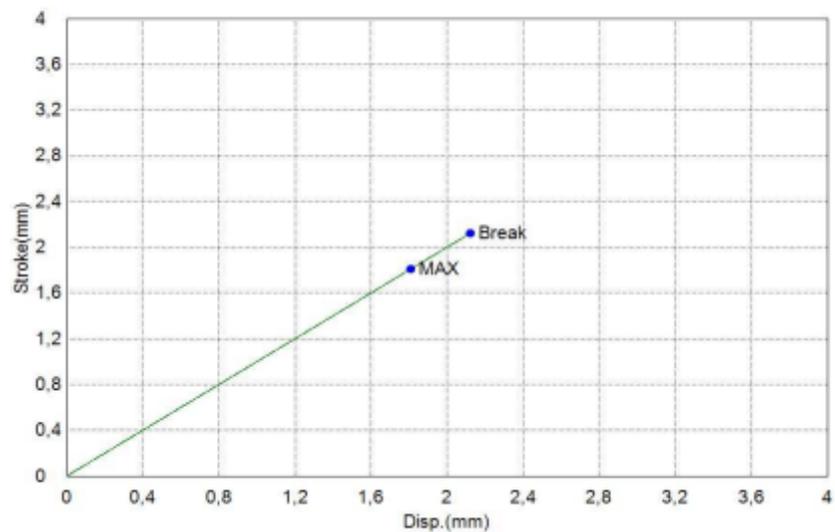
## Probeta 5.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400
2_1	4,0700	6,9400	31,7800
3_1	4,2100	6,6900	32,1400
4_1	4,1300	6,5500	31,2300
5_1	4,1000	6,5400	31,3400

Name	YP(%) Force	YS1 Force	Max Force	Break Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041
2_1	--	31,8257	688,901	531,844
3_1	--	38,9449	656,497	617,973
4_1	--	39,4805	677,409	622,093
5_1	--	33,9476	654,051	626,895

Name	Elastic
Parameters	Force 10 - 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553
2_1	711,301
3_1	632,880
4_1	854,966
5_1	774,428



Todas las probetas.

Key Word		Product Name	
Test File Name		Method File Name	
Report Date	2021/11/02	Test Date	2021/11/02
Test Type	Tensile	Speed	5mm/min
Shape	Plate	No of Batches:	5
Qty/Batch:	1		

Name	Thickness	Width	Gauge_Length
Unit	mm	mm	mm
1_1	4,1200	6,6900	31,6400
2_1	4,0700	6,9400	31,7800
3_1	4,2100	6,6900	32,1400
4_1	4,1300	6,5500	31,2300
5_1	4,1000	6,5400	31,3400

Name	YP(%)_Force	YS1_Force	Max_Force	Break_Force
Parameters	0,1 %	0,2 %	Calc. at Entire Ar	Sensitivity 10
Unit	N	N	N	N
1_1	--	27,9570	676,824	550,041
2_1	--	31,8257	688,901	531,844
3_1	--	38,9449	656,497	617,973
4_1	--	39,4805	677,409	622,093
5_1	--	33,9476	654,051	626,895

Name	Elastic
Parameters	Force 10 - 20 N
Unit	N/mm2
1_1	906,553
2_1	711,301
3_1	632,880
4_1	854,966
5_1	774,428

