

**CARACTERIZACION DE LAS PROPIEDADES MECANICAS EN  
IMPLANTES OSEOS, OBTENIDOS MEDIANTE TECNICAS DE INYECCION  
POR TRANSFERENCIA**

**RONALD OREJUELA CASARAN**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERIA  
DEPARTAMENTO DE ENERGETICA Y MECANICA  
PROGRAMA INGENIERIA MECANICA  
SANTIAGO DE CALI  
2006**

**CARACTERIZACION DE LAS PROPIEDADES MECANICAS EN  
IMPLANTES OSEOS, OBTENIDOS MEDIANTE TECNICAS DE INYECCION  
POR TRANSFERENCIA**

**RONALD OREJUELA CASARAN**

**Trabajo de grado para optar al titulo de  
Ingeniero Mecánico.**

**Director.**

**MIGUEL ÁNGEL HIDALGO SALAZAR, Ms I.M.  
Docente Departamento de Energética y Mecánica**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE OCCIDENTE  
FACULTAD DE INGENIERIA  
DEPARTAMENTO ENERGÉTICA Y MECÁNICA  
PROGRAMA INGENIERIA MECANICA  
SANTIAGO DE CALI**

**2006**

Nota de aceptación:

Trabajo aprobado por el comité de grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la Universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Ingeniero Mecánico.

NELLY ALBA DE SÁNCHEZ

Jurado

FABER CORREA

Jurado

Santiago de Cali, 16 de Enero del 2006

## **AGRADECIMIENTOS**

Le doy gracias en primera instancia a Dios por brindarme la capacidad para desarrollar toda mi carrera y culminar este proyecto, al igual que a mis padres por la paciencia y el apoyo brindado durante el transcurso de mi carrera, a mi familia en general por su colaboración desinteresada durante mi estadía en la ciudad de Cali y a mis profesores y compañeros del grupo de Ciencia e Ingeniería de Materiales que sin su colaboración este proyecto no se hubiera podido llevar a cabo.

## CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	11
1. DESCRIPCION DEL PROYECTO	12
1.1. OBJETIVO GENERAL	12
1.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS	12
2. ESPECIFICACIONES MECANICAS DE IMPLANTES	13
2.1. IMPLANTES	13
2.1.1. Implantes con materiales metálicos	15
2.1.2. Implantes con materiales cerámicos	18
2.1.3. Implantes con biomateriales reabsorbibles	18
3. DETALLES EXPERIMENTALES	20
3.1. PREPARACION DE LOS MATERIALES	20
3.1.1. Polvo de hueso	20
3.1.2. ABS	21
3.1.3. Mezcla de polvo de hueso y cera	21
3.1.4. Mezcla de polvo de hueso y ABS	23
4. SELECCIÓN PROCESO DE MOLDEO	24
5. CONSTRUCCION DEL MOLDE PARA DISEÑO DE PROBETAS PARA ENSAYOS MECANICOS	25
6. PROCESOS DE MOLDEO	26
7. ENSAYOS MECANICOS RESULTADOS Y ANALISIS	29

7.1. ENSAYO DE TRACCION	29
7.2. ENSAYO DE DUREZA	41
7.3. ENSAYO DE DENSIDAD	43
7.4. ENSAYO DE RUGOSIDAD	50
7.5. ENSAYO DE FLEXION	53
7.6. ENSAYO DE IMPACTO	66
8. CONCLUSIONES	67
BIBLIOGRAFIA	68
ANEXOS	69

## LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Ilustración Placas y Tornillos de fijación	13
Figura 2. Izquierda: Imagen de fractura abierta de antebrazo.	14
Figura 3. Aplicación de implantes Inter-fragmentario.	14
Figura 4. Montaje para la obtención de polvo de hueso	21
Figura 5. Apreciación de la mezcla 50% polvo 50% cera	22
Figura 6. Apreciación de la mezcla 75% polvo 25% cera.	22
Figura 7. ABS en estado de suministro.	23
Figura 8. Apreciación del ABS mezclado con polvo.	24
Figura 9. Termómetro Fluke.	26
Figura 10. Prensa hidráulica	27
Figura 11. Esquema de probeta de tracción.	31
Figura 12. Montaje probeta de tracción.	31
Figura 13. Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 100% ABS.	34
Figura 14. Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 50% ABS y 50% Polvo.	36
Figura 15. Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 33% ABS 33% Polvo y 33% Cera.	37
Figura 16. Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 75% Polvo y 25% Cera.	39
Figura 17. Gráfica Esfuerzo vs. Deformación del Comparativo de cada una de las composiciones.	40
Figura 18. Durómetro ASTM tipo D, modelo 307 L.	41
Figura 19. Gráfica Ensayo Dureza del Comparativo de cada una de las composiciones.	42
Figura 20. Equipo MITUTOYO SJ – 201p	51

Figura21. Esquema Flexión en tres puntos	53
Figura22. Montaje Ensayo Flexión.	53
Figura 23. Esquema de probeta de flexión	54
Figura 24. Gráfica de la composición I 75% Polvo y 25% Cera. Esfuerzo vs. Deformación.	56
Figura 25. Gráfica de la composición I 75% Polvo y 25% Cera. Carga vs. Desplazamiento.	58
Figura 26. Gráfica de la composición II 75% Polvo y 25% Cera. Esfuerzo vs. Deformación.	60
Figura 27. Gráfica de la composición II 75% Polvo y 25% Cera. Carga vs. Desplazamiento.	62
Figura 28. Gráfica de la composición I 75% Polvo y 25% ABS. Esfuerzo vs. Deformación.	64
Figura 29. Gráfica de la composición 75% Polvo y 25% ABS. Carga vs. Desplazamiento.	66



## LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Propiedades del acero Inoxidable 316 y 316L.	16
Tabla 2. Propiedades de aleaciones Cobalto-Cromo.	17
Tabla 3. Propiedades de Aleaciones de Titanio.	17
Tabla 4. Propiedades de los Biocerámicos.	19
Tabla 5. Comparación de propiedades del PGA con otros Polímeros.	21
Tabla 6. Parámetros de proceso de inyección de las probetas.	28
Tabla 7: Resultados del ensayo a tracción composición 100% ABS.	32
Tabla 8: Resultados del ensayo a tracción composición 50% ABS y 50% polvo de hueso.	35
Tabla 9: Resultados del ensayo a tracción composición 33% ABS 33% Polvo de hueso 33% Cera.	37
Tabla 10: Resultados del ensayo a tracción composición 75% Polvo de hueso 25% Cera.	38
Tabla 11: Resultados del ensayo a tracción	40
Tabla 12. Resultados del ensayo de dureza.	42
Tabla 13. Resultados del ensayo de densidad.	49
Tabla 14. Resultados del ensayo de rugosidad.	51
Tabla 15. Equivalencia diferentes grados de rugosidad $R_a$ y superficie.	52

## RESUMEN

En este trabajo se analizó el comportamiento de un compuesto de polvo de hueso y pseudo biopolímero, que en este caso es (ABS), en la futura aplicación en el campo de la implantología. En el primer capítulo se conocieron los implantes, que son, para que sirven, los materiales utilizados en la actualidad para su fabricación, especificaciones, etc.

Posteriormente en el segundo capítulo se documenta la preparación de los materiales, polvo de hueso, ABS y Cera que se emplearon en esta investigación. También se menciona el proceso de moldeo y algunas de los parámetros involucrados en la obtención de las probetas a las cuales se les realizaron los ensayos mecánicos. El primer ensayo realizado fue el de tracción según norma ASTM, se siguieron parámetros como tipo de probeta, montaje de la probeta, velocidad de ensayo, etc. Este ensayo se realizó en la máquina universal de ensayos UTS 205, todas las composiciones se llevaron hasta la rotura, se obtuvieron resultados de esfuerzo máximo, fuerza máxima y el módulo de elasticidad en cada una de las composiciones.

En el ensayo de dureza, se trabajó con la escala shore d, la cual es la escala ideal para el compuesto estudiado en esta investigación. Este ensayo fue realizado en el equipo ASTM tipo D, modelo 307 L, teniendo en cuenta norma ASTM en cuanto a número de datos obtenidos por cada muestra. En la prueba de densidad, fue calculada teniendo como referencia la densidad de agua según la norma NTC 907. Para determinar la rugosidad se empleó el método de registrar los perfiles de las alturas de la superficie de interés mediante un rugosímetro. Los resultados obtenidos se evaluaron en la escala Ra. Para los dos últimos ensayos (flexión e impacto) se ejecutaron según norma ASTM respectivamente. El ensayo de flexión se realizó en la máquina INSTRON 3366 y el ensayo de impacto en la máquina de impacto tipo Charpy.

## INTRODUCCION

La utilización de implantes óseos ha sido ampliamente usada a nivel mundial en forma muy segura desde hace años. Los avances mas destacados en este campo provienen de países como Alemania y Suecia. Colombia no cuenta con experiencia en la manufactura de implantes óseos, todo lo debemos importar a unos elevados costos .La idea es ser pioneros por lo menos a nivel nacional ya que es un mercado virgen y a nivel mundial es una industria que mueve 4200 millones de dólares y continua creciendo

El objeto de estudio esta enfocado en un compuesto de polvo de hueso y biopolímero, en cuanto al desempeño de sus propiedades mecánicas, después de ser inyectado en un sistema de moldeo por transferencia. En este documento se conocerá en una primera parte como se obtuvo el material, por que se seleccionó, para que etc. Se mencionan algunos procesos de inyección y como se obtuvieron las probetas para la posterior ejecución de los ensayos mecánicos.

Se mencionan los tipos de implantes óseos que existen en el mercado, las especificaciones técnicas de los materiales empleados en su construcción. El material objeto de estudio es sometido a un proceso de caracterización de las propiedades mecánicas según norma ASTM. Los ensayos realizados fueron: tracción, flexión, impacto, dureza, densidad y rugosidad.

Finalmente con los resultados obtenidos en los ensayos se establecieron las diferencias, similitudes y/o posible desempeño que podría tener el material objeto de estudio.

## **1. DESCRIPCION DEL PROYECTO**

### **1.1 OBJETIVO GENERAL**

- Caracterizar las propiedades mecánicas de un material compuesto, polvo de hueso y pseudo biopolímero, obtenidos mediante técnicas de inyección por transferencia para ser utilizados como parámetros para la manufactura de implantes óseos.

### **1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

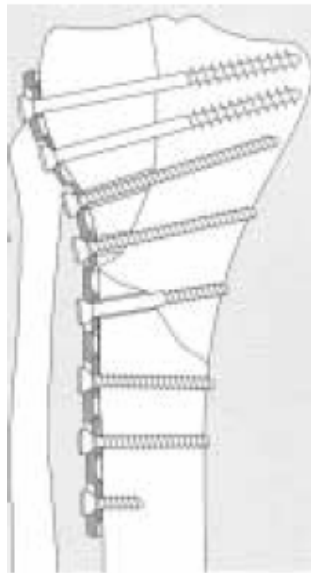
- Realizar ensayos mecánicos bajo normas experimentales de la ASTM al biomaterial suministrado por el Laboratorio de Técnicas Modernas en Manufactura (LATEMM), Universidad de los Andes.
- Determinar medir y consignar las variables involucradas en las pruebas realizadas al biomaterial.
- Analizar los resultados obtenidos de las pruebas, valorar el desempeño y la viabilidad en la fabricación a futuro de implantes óseos tipo tornillo.

## 2. ESPECIFICACIONES MECANICAS DE IMPLANTES

### 2.1. IMPLANTES

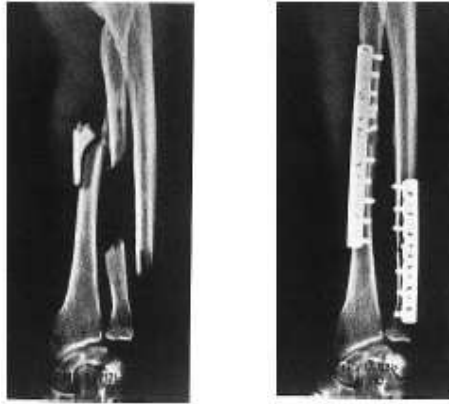
Los implantes se utilizan para recuperar la forma, la posición y la continuidad estructural de un hueso lesionado o fracturado. Una de las formas mas eficientes para conseguir esta recuperación de la fractura es mediante el uso de implantes o dispositivos de fijación, del tipo placas y tornillos, en las figuras 1 a 3 se muestran algunas aplicaciones de dichos implantes.

**Figura 1.** Ilustración Placas y Tornillos de fijación



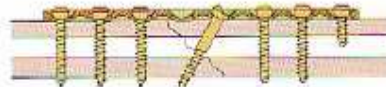
**Fuente:** Implantes reconstructivos y materiales bioabsorbibles [en línea]: macopore, 2002. [Consultado el 21 de Septiembre del 2005]. Disponible en Internet: <http://www.macopore.com>

**Figura 2.** Izquierda: Imagen de fractura abierta de antebrazo, de segundo grado, de Paciente con politraumatismos. Derecha: Imagen inmediatamente después de la cirugía



**Fuente:** Dispositivos de fijación, Prótesis LCS [en línea]: synthes, 2003. [Consultada el 12 Agosto del 2005]. Disponible en Internet: <http://www.synthes.com>

**Figura 3.** Aplicación de implantes Inter-fragmentario con placa de compresión dinámica.



**Fuente:** Implantes reconstructivos y materiales bioabsorbibles [en línea]: orthopodsurgeon, 2003. [Consultada el 21 de Septiembre del 2005]. Disponible en Internet: <http://www.orthopodsurgeon.com>

La recuperación de los pacientes depende de la capacidad de fijación y la biocompatibilidad del implante con el cuerpo. La mayoría de los materiales utilizados actualmente en estos dispositivos médicos generalmente están compuestos de aleaciones metálicas, composiciones poliméricas y cerámicas. La calidad del implante se identifica principalmente por la rugosidad, característica muy importante, ya que de esta depende la aceptación del implante por parte del cuerpo del paciente y así mismo el posible regeneramiento del tejido óseo<sup>1</sup> (*osteointegración*).

En el mercado existen diferentes materiales empleados para los dispositivos de fijación (implantes), estos pueden ser metálicos, cerámicos y compuestos. El implante mas usado es el tornillo metálico por sus prestaciones mecánicas. Pero estudios recientes apuntan al uso de nuevos materiales biocompatibles para la construcción de los tornillos con el fin de eliminar las complicaciones presentadas al utilizar tornillos metálicos<sup>1</sup>.

Generalmente los materiales empleados en implantología deben cumplir tres requisitos fundamentales: Compatibilidad biológica, compatibilidad mecánica y aspectos prácticos.

**Compatibilidad Biológica:** Todo material de implantación debe producir una reacción lo mas fisiológica posible con los tejidos que lo rodean. Se busca minimizar la corrosión, disolución o reabsorción del implante. En general se quieren eliminar alteraciones secundarias entre el implante y los tejidos circundantes.

**Compatibilidad Mecánica:** Los materiales que se empleen en implantología deben disponer de suficiente resistencia mecánica debido a las fuerzas que inciden sobre ello según la aplicación que se requiera. En el momento actual se desconoce cual es el modulo E que resulta mas favorable de cara al pronóstico biomecánico (modulo E alto/bajo, y su elasticidad con el hueso).<sup>1</sup>

**Aspectos Prácticos:** Todo implante debe facilitar su manipulación durante la cirugía (instrumentos normalizados) y también la restauración protésica, también debe ser de fácil extracción, esterilizable y con un precio razonable.

**2.1.1. Implantes metálicos:** En la implantología general se utilizan materiales aloplásticos, que en esencia son metales o sustancias de origen mineral. Los metales usados en ortopedia son: los aceros inoxidables, en una menor proporción se emplean las aleaciones de cobalto-cromo y titanio.

---

<sup>1</sup> CRUZ NAVIA, Julián, Fabricación de Implantes Óseos por Técnicas de Inyección, Cali, 2005. 97 p. Trabajo de grado (Ingeniero Mecánico). Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería.

## ACEROS INOXIDABLES

Esta clase de aceros se utilizan no solo en ortopedia, también es de mucha utilidad en implantología dental. Las ventajas de este material reside en su disponibilidad casi ilimitada, facilidad de manipulación y gama de aplicaciones en las que se puede utilizar su principal inconveniente es la reacción de cuerpo extraño, que siempre depende de la biocompatibilidad del material. En el campo de los aceros inoxidable son empleados el acero 302 muy tenaz y resistente a la corrosión. También es usado con mucha más frecuencia el acero 316 y 316L.

**Tabla 1.** Propiedades del acero Inoxidable 316 y 316L

Tipo	Resistencia a la Rotura MPa	Modulo de Elasticidad GPa	Densidad g/cm <sup>3</sup>	Limite Elástico MPa
316*	515	210	8.06	205
316L*	505	210	8.06	195

\* El módulo de elasticidad es de 210 GPa

## ALEACIONES DE COBALTO-CROMO

Este tipo de aleaciones son usadas en restauraciones dentales, articulaciones artificiales y también en elementos que van a estar altamente cargados, como es el caso de los vástagos empleados en los implantes de cadera, rodilla y tobillo.

Las aleaciones que se utilizan en implantes son básicamente dos tipos: CoCrMo y CoNiCrMo. Las aleaciones CoCrMo son utilizadas desde hace muchos años en piezas generalmente coladas, empleadas en restauraciones dentales, y también en articulaciones artificiales. Esta aleación cuenta con buena resistencia a la corrosión.

Las aleaciones CoNiCrMo generalmente son utilizadas en piezas forjadas. Esta aleación es más tenaz que la aleación CoCrMo, es resistente al desgaste cuando son superficies del mismo material, también presenta una elevada resistencia a la corrosión. Esta



aleación se emplea en elementos pequeños como los dispositivos de fijación y también en piezas más grandes como implantes de tobillo, rodilla y cadera.

**Tabla 2.** Propiedades de aleaciones Cobalto-Cromo.

Tipo	Resistencia a la Rotura MPa	Densidad g/cm <sup>3</sup>	Limite Elástico MPa
CoCrMo (F76)*	655	8.3	450
CoNiCrMo Forjado (F562)*	795 - 1000	9.2	240 - 655

\*El módulo de elasticidad es de 220-234 GPa.

### **ALEACIONES DE TITANIO**

Las aleaciones de titanio son empleadas en implantes ortopédicos e implantes dentales. Las aleaciones más usadas contienen aluminio y vanadio Ti6Al4V. También se utilizan aleaciones níquel-titanio empleadas en la construcción de arcos de alambre de ortodoncia, clips para aneurismas intracraneales, músculos artificiales contraíbles para un corazón artificial e implantes ortopédicos.

**Tabla 3.** Propiedades de Aleaciones de Titanio

Tipo	Resistencia a la Rotura MPa	Densidad g/cm <sup>3</sup>	Limite Elástico MPa
Aleación Ti6 Al4V*	860	4.5	795

\*El módulo de elasticidad es aproximadamente de 110 Gpa.

**2.1.2. Implantes cerámicos:** Los materiales cerámicos son frecuentemente sólidos, compuestos inorgánicos formados por elementos metálicos y no metálicos. Los cerámicos incluyen compuestos como el cuarzo ( $\text{SiO}_2$ ), formados por oxígeno (no metálico) y silicio (con propiedades intermedias entre un elemento metálico y no metálico), la alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), o la zirconia ( $\text{ZrO}_2$ ). Los materiales cerámicos son rígidos, resistentes al desgaste (en superficies duras). La naturaleza frágil de estos materiales limita su uso en aplicaciones de carga elevada. Además, manifiestan biocompatibilidad cuando son procesados apropiadamente para alcanzar altas purzas. Las aplicaciones ortopédicas se orientan principalmente a:

La manufactura de componentes que funcionen como superficies articulares bajo carga en prótesis de cadera (cotilo y cabeza de femoral), donde exhiben una alta resistencia al desgaste, superior a los metales. Para este fin se utilizan alúmina y zirconia muy densos y pulidos.

La reparación o reemplazar los tejidos conectivos duros del esqueleto. Sustitutos de injertos óseos y revestimiento de implantes metálicos donde intervienen cerámicos menos densos y más porosos, tales los compuestos de fosfato de calcio y los biovidrios ( $\text{SiO}_2\text{-Na}_2\text{O-CaO-P}_2\text{O}_5$ ), que son osteo conductivos proporcionando superficies que se fijan al hueso.

**2.1.3. Implantes con biomateriales reabsorbibles:** Son diseñados para la degradación gradual en un período de tiempo y el reemplazo por tejido natural del organismo. Esto constituye la solución óptima de un biomaterial, si los requisitos de resistencia y la prestación a corto plazo pueden satisfacerse, pues los tejidos naturales se pueden reparar y reemplazar por si mismos. Los materiales bioabsorbibles están basados en principios biológicos de reparación, y que son el resultado de la evolución de millones de años.

Las complicaciones del desarrollo de biocerámicos reabsorbibles son:

El mantenimiento de la resistencia y estabilidad de la interfase durante el período de degradación y reemplazo por tejido natural.

El ajuste de las velocidades de reabsorción con las velocidades de reparación de los tejidos del cuerpo (por ejemplo algunos materiales se degradan muy rápido y otros muy lentamente).

Los materiales reabsorbibles que han tenido éxito incluyen: ácidos poliláctico y poliglicol usados para suturas, y que son metabolizados en CO<sub>2</sub> y H<sub>2</sub>O, y por lo tanto, son capaces de funcionar por un período apropiado; disolverse y desaparecer.

Fosfato tricálcico, TCP, en forma porosa o de partículas es un ejemplo de material cerámico reabsorbible de probada eficiencia para el reemplazo de tejidos duros cuando son aplicadas cargas bajas.

**Tabla 4.** Propiedades de los Biocerámicos<sup>2</sup>

<b>Resistencia a Flexión MPa</b>	<b>Densidad g/cm<sup>3</sup></b>	<b>Rugosidad Ra μm</b>
550	3.93	0.02

---

<sup>2</sup> GUZMAN BAEZ, Humberto, Biomateriales de Uso Clínico. 2 ed. Colombia: Cat editores, 1990. P 320.

### 3. DETALLES EXPERIMENTALES

#### 3.1. PREPARACION DE LOS MATERIALES

**3.1.1. Polvo de hueso:** La obtención del polvo de hueso es realizado por el LATEMM por medio de un proceso determinado por Rojas y Quevedo<sup>3</sup>.

Para obtener el polvo primero se debe proceder a preparar el hueso para poder montarlo en el torno, luego de tener el hueso se retiran las articulaciones y la parte esponjosa del hueso, de manera que solo queda un cilindro hueco. Luego se llena el interior del cilindro con azúcar con el fin de proporcionarle un poco de rigidez al cilindro y poder montar el cilindro en el torno como se observa en la figura 4, una vez esta listo el material se procede a maquinar el hueso con los parámetros de corte determinados por Rojas y Quevedo<sup>3</sup>. De este proceso la viruta desprendida es la que se utiliza como material ya que gracias a los parámetros encontrados por Rojas<sup>3</sup> la viruta queda en forma de polvo, este puede tener una finura diferente dependiendo de los parámetros de corte.

**Figura 4.** Montaje para la obtención de polvo de hueso desarrollado por Rojas<sup>3</sup> et al.



<sup>3</sup> QUEVEDO, Sandra. ROJAS, Fabio, Desarrollo de una Metodología para la Fabricación de Injertos Compuestos de Polvo de hueso y Biopolímero. Universidad de Los Andes, Facultad de Ingeniería, Bogota 2003.

**3.1.2. Acrilonitrilo-butadieno-estireno (abs):** Este polímero fue seleccionado para realizar las pruebas debido a su gran similitud en las propiedades mecánicas que aportaría un biopolímero como el ácido poliláctico (PLA) o el ácido poliglicólico (PGA) como se muestra en la Tabla 5. Los polímeros que se relacionan en la tabla 1 actualmente son utilizados para la fabricación de implantes temporales, permanentes y dispositivos bioabsorbibles.

**Tabla 5.** Comparación de propiedades del PGA y PLA con otros polímeros<sup>3</sup>

Material	S <sub>ut</sub> (Kpsi)	E (X10 <sup>6</sup> psi)	Temp. Deflexión		Gravedad específica
			° C	° F	
ABS	9.00	0.43	105	220	1.05
Nylon	9.50	0.38	125	255	1.12-1.14
Policarbonato	9.00	0.33	130	265	1.20
<b>PGA</b>	9.10	0.39	-	-	1.10-1.50
Nylon	11.60	0.41	77	170	1.40
Acetal	8.80	0.40	110	230	1.42
<b>PLA</b>	7.00	0.50	-	-	1.24

**3.1.3. Mezcla de polvo y cera:** La mezcla se realiza tomando la cera que viene en gránulos esféricos y se calienta en un recipiente hasta que alcanza el punto de fusión aproximadamente 75°C, una vez la cera se encuentra líquida se retira de la fuente de calor y se le agrega el polvo de hueso luego esto se procede a mezclar hasta cuando el polvo se una con la cera.

La mezcla difiere en apariencia dependiendo del porcentaje de cada uno de los compuestos que se maneje, para el proyecto se consideraron dos tipos de mezcla de polvo y cera que fueron:

- 50% polvo y 50% cera
- 75% polvo y 25% cera

La apariencia de la primera mezcla es muy parecida a la parafina de una vela convencional como se aprecia en la figura 5.

La apariencia de la segunda mezcla es muy parecida a la arena con gránulos un poco mas grandes como se aprecia en la figura 6.

**Figura 5.** Apreciación de la mezcla 50% polvo 50% cera.



**Figura 6.** Apreciación de la mezcla 75% polvo 25% cera.



**3.1.4. Mezcla polvo y abs:** Para la realización de esta mezcla se utilizo ABS mágnum 9010 que se muestra en la figura 7, el cual fue necesario someterlo a un proceso de molienda debido a la diferencia entre el tamaño de partícula del ABS y el tamaño de la partícula de polvo de hueso, para obtener una mezcla homogénea entre el polvo de hueso y el ABS.

**Figura 7.** ABS en estado de suministro.



Una vez se tiene el ABS molido se procede a vaciar el polvo de hueso en el mismo recipiente, luego se mezcla para alcanzar una masa lo mas homogénea posible como se aprecia en la figura 8.

Las proporciones utilizadas son:

- 50% ABS y 50% polvo
- 25% ABS y 75% polvo

**Figura 8.** Apreciación del ABS mezclado con polvo.





#### 4. SELECCIÓN DEL PROCESO DE MOLDEO

Para la selección del proceso de moldeo se tuvieron en cuenta varios criterios como la facilidad de manipulación, maquinaria accesible para la realización del moldeo, la similitud con algunos procesos de moldeo de piezas, la posibilidad de producir piezas en serie.

Analizando todos los métodos de moldeo se llegaron a tres soluciones que fueron:

- Moldeo por inyección
- Moldeo por compresión
- Moldeo por transferencia

De las cuales fueron descartados el moldeo por inyección por la complejidad y el número de variables involucradas en este proceso. Esta opción de moldeo se podría justificar si se tratara de producir un gran volumen de piezas, con una excelente precisión pero en este caso se trata de buscar un proceso mucho más simple y práctico. Además de encontrarse con la dificultad para el acceso a la maquinaria de moldeo, puesto que las empresas que poseen la infraestructura tienen unas tarifas de alquiler y para efectos de una investigación su utilización implicaría altos costos, además sería necesario mayor cantidad de material.

El moldeo por compresión se descartó por que sería muy difícil realizar piezas de gran complejidad, los tiempos de producción son muy largos limitando la producción en serie y se presentan defectos de superficie.

Por último, queda el moldeo por transferencia el cual se presenta como la elección ideal debido a la simpleza de la maquinaria y del molde necesario para el proceso de moldeo, es posible realizar piezas complejas y por último, es muy parecido al moldeo por inyección.

## 5. SELECCIÓN DEL MATERIAL DE CONSTRUCCION DEL MOLDE

Una vez seleccionado el proceso de moldeo se procedió a la selección del material para la fabricación del molde teniendo en cuenta las siguientes propiedades, necesarias para que el molde brinde la mejor función:

- Resistencia a la compresión
- Resistencia a la temperatura
- Resistencia a la abrasión
- Facilidad para el pulido
- Buena conductividad térmica
- Buena resistencia Química

Debido a que se tenía gran variedad de materiales para seleccionar, desde el acero AISI 1020 hasta el acero inoxidable Tipo 440C, se tomó la decisión de trabajar con el acero AISI 1045 por que es un material con las propiedades físicas y mecánicas necesarias para el desempeño del molde<sup>1</sup>. De fácil adquisición en el mercado y de un bajo costo con respecto a los aceros inoxidables.

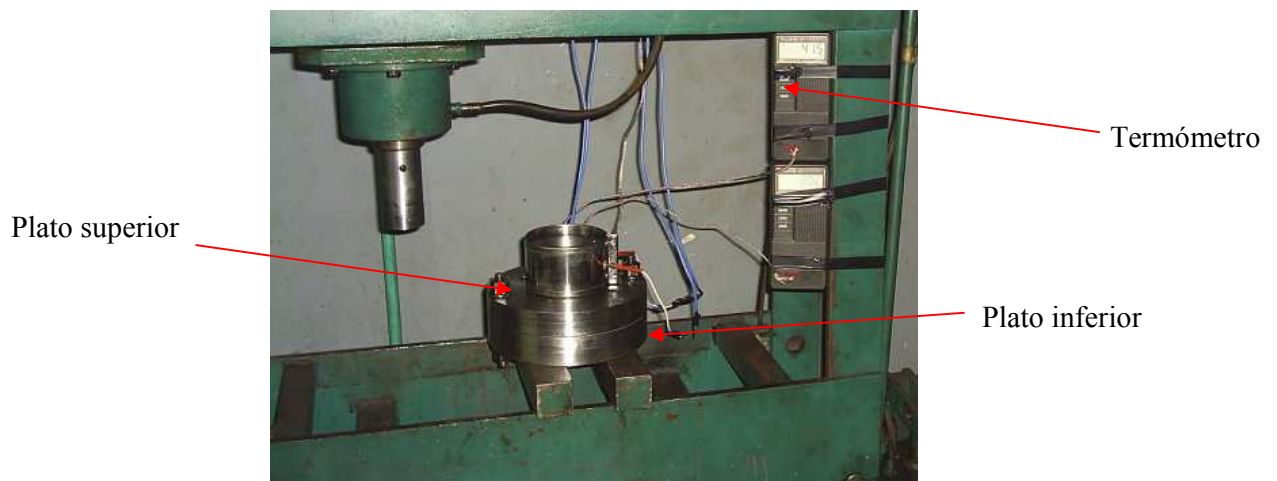
## 6. PROCESO DE MOLDEO

Los siguientes elementos fueron utilizados para realizar el proceso de moldeo de las probetas en sus diferentes composiciones.

### Termómetro

Se utilizaron dos termómetros FLUKE digitales suministrados por el laboratorio de la universidad para obtener y controlar las temperaturas de los platos superior e inferior del molde durante el proceso de inyección como se muestra en la figura 9.

**Figura 9.** Termómetro Fluke. Propiedad Universidad Autónoma de Occidente



Para este propósito de lograr la medición de temperatura se utilizaron dos termocuplas para llevar la señal desde el molde hasta los FLUKE.

### Prensa hidráulica

Su utilizó una prensa convencional hidráulica como se muestra en la figura 10, con el fin de conseguir que el material fluyera a través de todo el molde y finalmente llenara la cavidad para obtener las diferentes probetas.

**Figura 10.** Prensa hidráulica propiedad DIMAPRO LTDA



### **Desmoldante**

Para el proceso de desmoldeo se emplearon dos tipos de desmoldantes de fácil manejo, disponibilidad y adquisición en el mercado, estos son la vaselina común y silicona Heavy Duty.

### **OBTENCION DE LAS PROBETAS**

Con la finalidad de recopilar más datos se optó por hacer varias combinaciones de los materiales que se tenían a disposición. 50% cera 50% polvo de hueso, 25% cera 75% polvo de hueso, 50% ABS 50% polvo de hueso, 25% ABS 75% polvo de hueso.

En la tabla 6 se muestran algunos de los parámetros necesarios para la inyección de las diferentes composiciones de las probetas.

**Tabla 6.** Parámetros de proceso de inyección de las probetas<sup>1</sup>

Composición de la probeta	Tiempo de inyección (seg.)	Presión de inyección (MPa.)	Temperatura de la recámara(°C)	Temperatura del plato superior (°C)	Temperatura del plato inferior (°C)
100% ABS	4	10	231	202	194
50% ABS 50% Polvo	4	10	231	202	194
25% ABS 75% Polvo	4	10	231	202	194
100% Cera	4	0	74	60	52
50% Cera 50% Polvo	4	10	74	60	52
25% Cera 75% Polvo	4	10	74	60	52

## 7. ENSAYOS MECANICOS RESULTADOS Y ANALISIS

En este trabajo se realizaron ensayos de tracción, impacto, flexión, dureza, densidad y rugosidad a probetas estandarizadas para plásticos, según norma ASTM.

### 7.1. ENSAYO TRACCIÓN

Las muestras sometidas al ensayo de tracción fueron: *1.* 100% ABS, *2.* 50% Polvo de hueso y 50% ABS %, *3.* 33% ABS 33%, Polvo de hueso y 33% Cera, *4.* 75% Polvo de hueso y 25% Cera.

La probeta utilizada para este ensayo es tipo I para materiales rígidos y semirígidos como lo especifica la norma ASTM D – 638. La probeta se sujetó por medio de cabezas autoalineantes para asegurar que solo se aplicaron cargas de tensión pura. La maquina de ensayo es en esencia una prensa en la cual un cabezal móvil se desplaza de manera controlada, dicho movimiento en la cabeza móvil desarrolla una fuerza que se equilibra por otra fuerza en la cabeza fija.

Al aplicar la carga la parte más débil de la sección transversal se deforma, esta sección se denomina longitud calibrada. Tanto la fuerza que se genera en las cabezas de la maquina como la deformación que se da en la longitud calibrada son registradas por la maquina.

Este ensayo se realizó con la maquina universal de ensayos UTS 205 según norma ASTM D-638, como se muestra en la figura 12.

La longitud calibrada fue: 50mm.

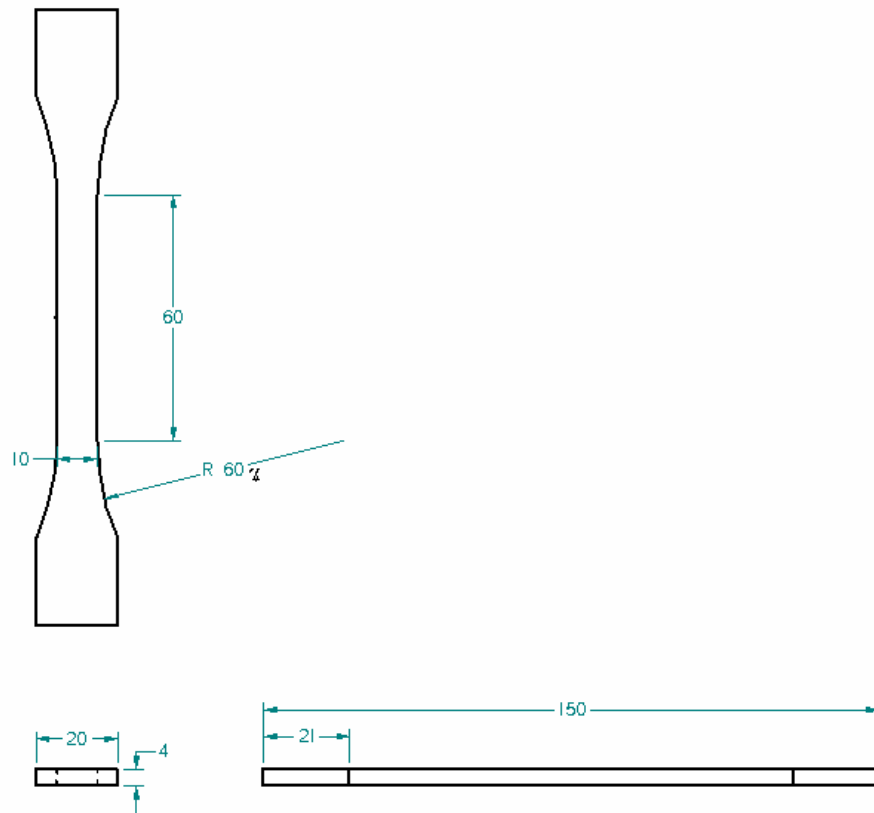
La velocidad del ensayo fue: 5mm/min.

Todas las muestras se llevaron hasta la rotura.

### Tipo de Probeta y Montaje

La probeta que se utilizó para el ensayo de tracción se fabricó según la norma ASTM D 638 para plásticos, que es de sección transversal rectangular como se muestra en la figura 11.

**Figura 11.** Esquema de probeta de tracción, vistas ortogonales (dimensiones en mm).



**Figura 12.** Montaje de la probeta de tracción.



El modulo elástico y el esfuerzo máximo se determinaron mediante las siguientes ecuaciones:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (8.1)$$

$$F = \sigma * A \quad (8.2)$$

$$\varepsilon = \frac{l-l_0}{l_0} \quad (8.3)$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (8.4)$$

---

<sup>4</sup> NORTON, Robert, Diseño de Maquinas. 1 ed. México: Prentice Hall, 1999. 1048 p.



Donde:

$\sigma$  = Esfuerzo máximo.

F = Fuerza.

A = Área proyectada de la probeta  $A = 40 \text{ mm}^2$ .

$\varepsilon$  = Deformación.

l = Longitud final.

$l_0$  = Longitud inicial.

E = Modulo elástico.

La máquina suministra la fuerza aplicada y  $\Delta L$  para cada composición, el esfuerzo y la deformación deben ser calculados. Los resultados suministrados por la maquina y los calculados se muestran en la tabla 7.

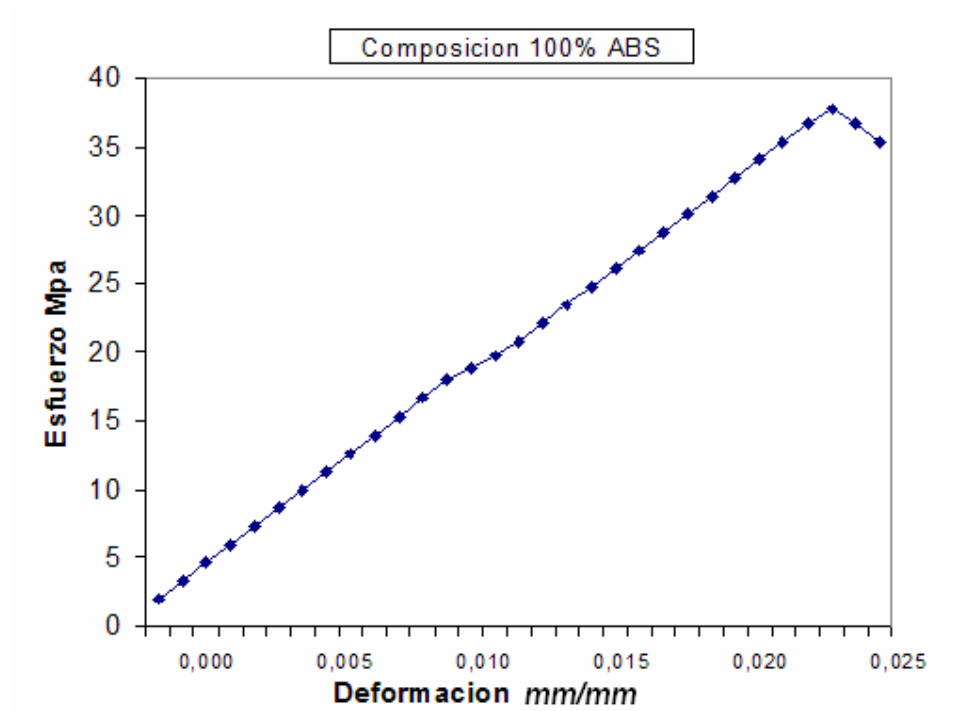
**Tabla 7.** Datos obtenidos del ensayo de tracción para la composición 100% ABS.

ITEM	FUERZA (N)	$\Delta L$ (mm)	Esfuerzo MPa	Deformación $\varepsilon$
1	79,381	0	1,984525	0
2	132,301	0	3,307525	0
3	185,221	0,004	4,630525	0,00008
4	238,143	0,004	5,953575	0,00008
5	293,098	0,004	7,32745	0,00008
6	346,018	0,004	8,65045	0,00008
7	398,939	0,003	9,973475	0,00006
8	451,859	0,005	11,296475	0,0001
9	504,781	0,01	12,619525	0,0002
10	557,701	0,017	13,942525	0,00034
11	610,621	0,032	15,265525	0,00064
12	665,578	0,05	16,63945	0,001
13	720,533	0,07	18,013325	0,0014
14	753,1	0,191	18,8275	0,00382
15	787,701	0,394	19,692525	0,00788

16	832,48	0,577	20,812	0,01154
17	885,402	0,593	22,13505	0,01186
18	938,322	0,61	23,45805	0,0122
19	991,242	0,632	24,78105	0,01264
20	1046,199	0,654	26,154975	0,01308
21	1099,119	0,677	27,477975	0,01354
22	1152,041	0,7	28,801025	0,014
23	1204,961	0,712	30,124025	0,01424
24	1257,881	0,73	31,447025	0,0146
25	1310,803	0,757	32,770075	0,01514
26	1363,723	0,785	34,093075	0,0157
27	1416,643	0,812	35,416075	0,01624
28	1469,564	0,846	36,7391	0,01692
29	1512,307	0,973	37,807675	0,01946
30	1467,529	1,036	36,688225	0,02072
31	1414,607	1,09	35,365175	0,0218
32	1361,688	1,13	34,0422	0,0226
33	1276,199	1,131	31,904975	0,02262

En la figura 13, se presenta la gráfica esfuerzo vs. deformación para la composición 100% ABS. Se observa que el material presentó un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos presentados al aplicar las cargas.

**Figura13.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 100% ABS.



$$\text{Módulo de elasticidad} = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$
$$\rightarrow = \frac{28.8010 - 27.4779}{0.014 - 0.01354}$$

$$\text{Módulo de elasticidad} = 2876.30 \text{ MPa}$$

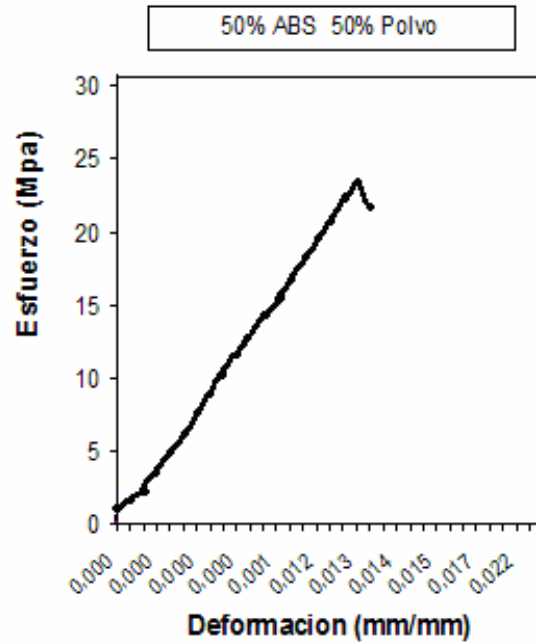
En la tabla 8, se relacionan tanto los datos suministrados por la maquina, fuerza aplicada y  $\Delta L$ . Como los datos calculados, esfuerzo y deformación.

**Tabla 8.** Datos obtenidos del ensayo de tracción para la composición 50% ABS y 50% Polvo de hueso.

ITEM	FUERZA (N)	$\Delta L$ (mm)	Esfuerzo MPa	Deformación $\epsilon$
1	42,744	0	1,0686	0
2	73,275	0,21	1,831875	0,0042
3	93,629	0,41	2,340725	0,0082
4	146,551	0,448	3,663775	0,00896
5	199,471	0,427	4,986775	0,00854
6	252,391	0,422	6,309775	0,00844
7	305,313	0,426	7,632825	0,00852
8	358,232	0,448	8,9558	0,00896
9	411,152	0,447	10,2788	0,00894
10	464,074	0,457	11,60185	0,00914
11	516,994	0,479	12,92485	0,00958
12	569,916	0,501	14,2479	0,01002
13	622,836	0,514	15,5709	0,01028
14	675,756	0,53	16,8939	0,0106
15	728,678	0,556	18,21695	0,01112
16	781,598	0,578	19,53995	0,01156
17	834,518	0,597	20,86295	0,01194
18	887,439	0,617	22,185975	0,01234
19	940,359	0,649	23,508975	0,01298
20	873,191	0,525	21,829775	0,0105

En la figura 14, se presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 50% ABS y 50% Polvo de hueso. Se observa que el material presento valores de esfuerzo y deformación menores con relación al compuesto 100% ABS. La composición 50% ABS y 50% Polvo de hueso exhibió un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos presentados al aplicar las cargas.

**Figura14.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 50% ABS y 50% Polvo.



$$\text{Módulo de elasticidad} = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

$$\rightarrow = \frac{16.893 - 15.570}{0.0106 - 0.01028}$$

$$\text{Módulo de elasticidad} = 4134.375 \text{ MPa}$$

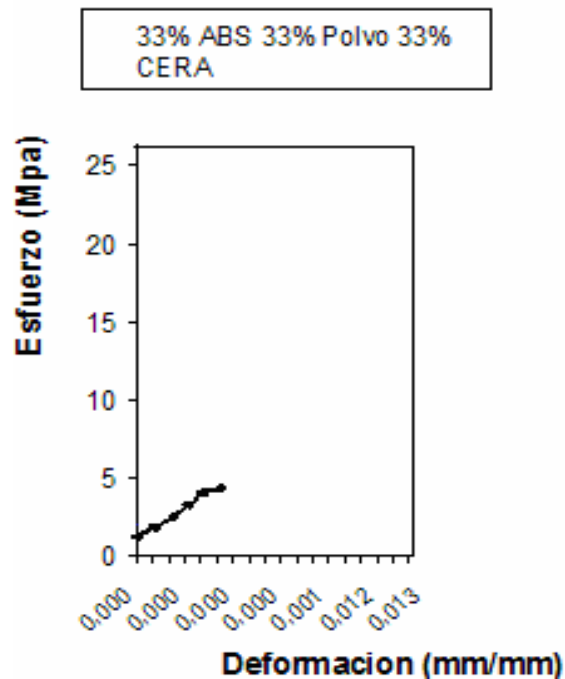
En la tabla 9, se relacionan los datos suministrados por la maquina, como la fuerza aplicada y  $\Delta L$ . También se presentan los datos calculados, como el esfuerzo y deformación.

**Tabla 9.** Datos obtenidos del ensayo de tracción para la composición 33% ABS 33% Polvo de hueso 33% Cera.

ITEM	FUERZA (N)	$\Delta L$ (mm)	Esfuerzo MPa	Deformación $\epsilon$
1	44,779	0	1,119475	0
2	71,24	0	1,781	0
3	97,701	0	2,442525	0
4	124,16	0	3,104	0
5	150,621	0	3,765525	0
6	177,082	0,001	4,42705	0,0002
7	83,453	0,024	2,086325	0,00048

En la figura 15, se presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 33% ABS 33% Polvo y 33% Cera. El material presento un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos generados, el valor del esfuerzo alcanzo los 5.03 MPa, siendo el segundo valor mas bajo de todas las composiciones.

**Figura15.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 33% ABS 33% Polvo y 33% Cera



$$\text{Módulo de elasticidad} = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

$$\rightarrow = \frac{4.427 - 3.765}{0.00002 - 0}$$

$$\text{Módulo de elasticidad} = 3322.5 \text{ MPa}$$

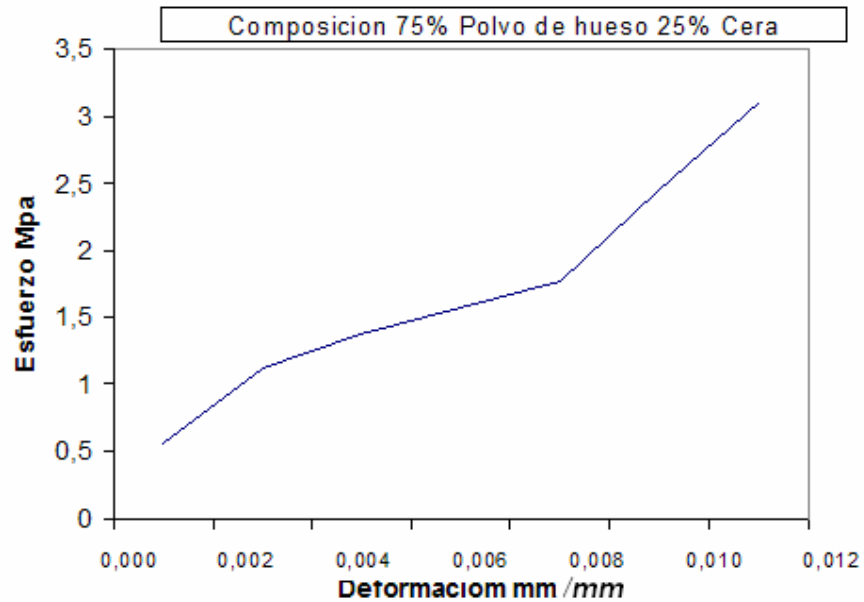
En la tabla 10, se relacionan tanto los datos suministrados por la maquina, la fuerza aplicada y  $\Delta L$ . Como los datos calculados, el esfuerzo y la deformación.

**Tabla 10.** Datos obtenidos del ensayo de tracción para la composición 75% Polvo de hueso y 25% Cera.

ITEM	FUERZA (N)	$\Delta L$ (mm)	Esfuerzo MPa	Deformación $\varepsilon$
1	22,461	0	0,561525	0
2	44,779	0,108	1,119475	0,00216
3	54,957	0,212	1,373925	0,00424
4	63,098	0,312	1,57745	0,00624
5	71,24	0,419	1,781	0,00838
6	97,699	0,479	2,442475	0,00958
7	124,16	0,498	3,104	0,00996
8	56,992	0,537	1,4248	0,01074

En la figura 16, se presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 75% Polvo y 25% Cera. Se observo que esta composición no presenta un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos, la grafica mostró cambios notorios en la pendiente que se pueden atribuir a una mezcla de la composición poco homogénea.

**Figura16.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición 75% Polvo y 25% Cera.



$$\text{Módulo de elasticidad} = \frac{\sigma}{\epsilon}$$
$$\rightarrow = \frac{2.4424 - 1.781}{0.00958 - 0.00838}$$

$$\text{Módulo de elasticidad} = 551.16 \text{ MPa}$$

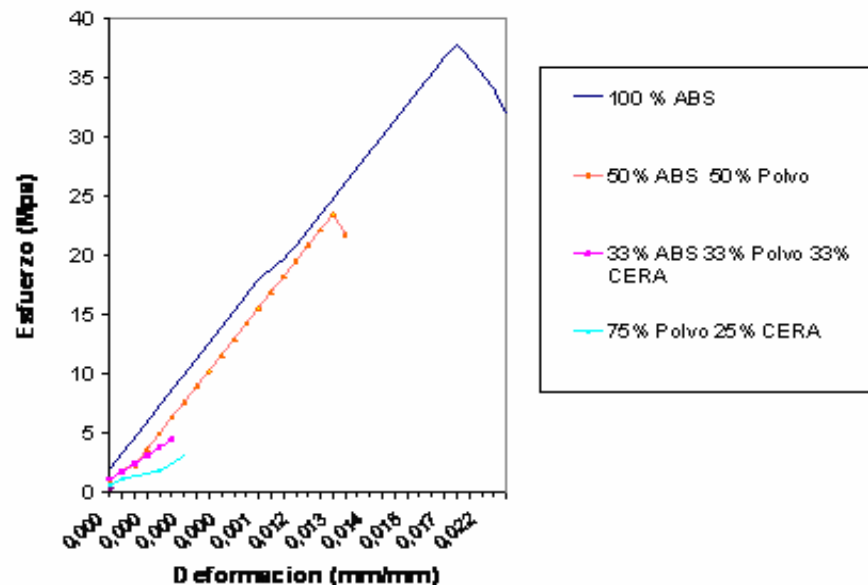
En la tabla 11 y figura 17, se muestra de manera cuantitativa y grafica los valores obtenidos de fuerza máxima, esfuerzo máximo para cada una de las composiciones sometidas al ensayo de tracción.



**Tabla 11:** Resultados del ensayo a tracción.

Composición	$\sigma$ Max (MPa)	$\epsilon$ . en $\sigma$ Max (mm/mm) $\times 10^{-2}$	F Max (N)
100% ABS	38.01	1.946	1520.4
50% ABS 50% Polvo	23.558	1.298	942.32
33% ABS 33% Polvo 33% Cera	5.03	0.002	201.2
75% Polvo 25% Cera	3.41	0.6	136.4

**Figura17.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación del Comparativo de cada una de las composiciones.



## 7.2. ENSAYO DE DUREZA

La dureza en un material se puede relacionar con la resistencia al desgaste o la resistencia a ser penetrado. La dureza suele medirse en alguna de las siguientes escalas: Brinell, Rockwell, Vickers o Shore.

En este ensayo se determinó la dureza en la escala *shore D*, la cual es la escala mas apropiada para plásticos, elastómeros duros, cauchos duros. De acuerdo con lo establecido en la norma ASTM D2240 se realizaron 5 medidas en cada probeta y al menos con 6 mm de separación entre medida, las medidas de dureza se realizan a una distancia mínima de 12mm a partir de los bordes de la probeta.

El equipo empleado para el ensayo fue el durómetro ASTM tipo D, modelo 307 L.

**Figura18.** Durómetro ASTM tipo D, modelo 307 L.



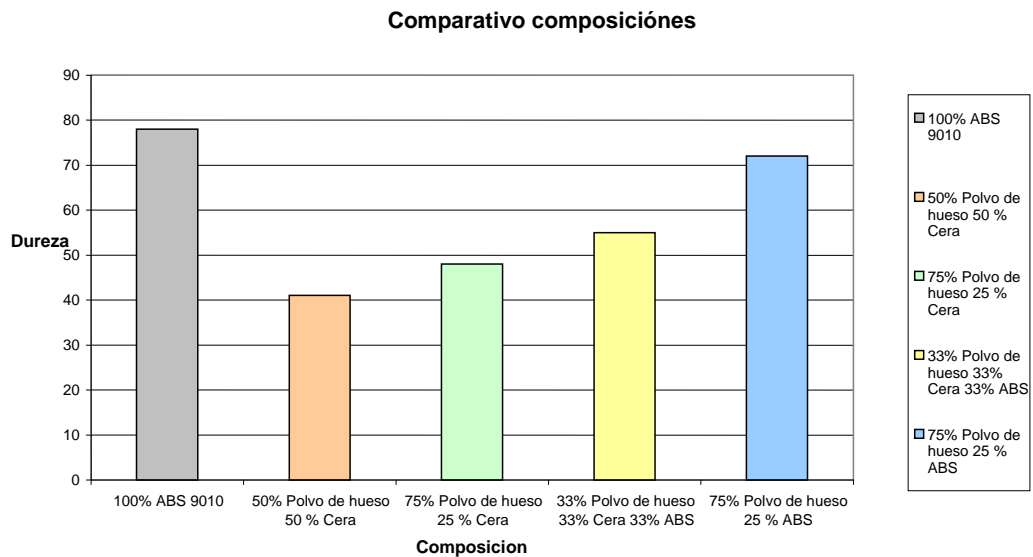
En la tabla 12 y figura 19, se muestra de manera cuantitativa los datos obtenidos en el ensayo de dureza para las composiciones *1.* 100% ABS, *2.* 75% Polvo de hueso 25 % ABS, *3.* 33% Polvo de hueso 33% Cera 33% ABS, *4.* 75% Polvo de hueso 25 % Cera,

5. 50% Polvo de hueso 50 % Cera. La dureza obtenida en las dos primeras composiciones es muy similar, esta dureza se logro gracias al ABS y polvo de hueso, según la escala *shore d* estos valores se calificaron como altos.

**Tabla 12.** Resultados del ensayo de dureza

Composición	Dureza Shore D
100% ABS	78
75% Polvo de hueso 25 % ABS	72
33% Polvo de hueso 33% Cera 33% ABS	55
75% Polvo de hueso 25 % Cera	48
50% Polvo de hueso 50 % Cera	41

**Figura19.** Gráfica del Comparativo de cada una de las composiciones. Ensayo Dureza



### 7.3. ENSAYO DE DENSIDAD NTC 907

La densidad se define como la masa de un cuerpo por unidad de volumen teniendo como referencia otro cuerpo que en este caso es agua. EL ensayo se realizara bajo la norma NTC 907.

Elementos requeridos para determinar la densidad:

El peso de la muestra debe estar entre 1 -5 gramos.

Pignómetro, agua, solvente (alcohol) y el material objeto de estudio.

Parámetros necesarios para determinar la densidad:

Volumen del Pignómetro

Peso del pignómetro vacío

Peso del pignómetro con agua

Peso del polímero = (A)

Peso del pignómetro + solvente = (B)

Peso específico del solvente = (D)

Peso del pignómetro + solvente + polímero = (M)

$$D = \frac{\rho_{solvente}}{\rho_{agua}} \quad (10.1)$$

$$Pe_{polimero} = \frac{A}{(B + A) - M} * D \quad (10.2)$$

Para finalmente calcular la densidad

$$\rho_{polimero} = Pe_{polimero} * \rho_{agua} \quad (10.3)$$

Volumen del Pignometro = 49.912 cm<sup>3</sup>

Peso del pignometro vacío = 31.2 g

Peso del pignometro con agua = 81.1 g

Peso del pignometro + solvente = (B) = 73.3 g

$$* \rho_{agua} = \frac{W_{agua}}{\nabla_{pignometro}} \quad (10.4)$$

$$\rho_{agua} = \frac{(81.1 - 31.2)g}{49.912cm^3} \quad (10.5)$$

$$\rho_{agua} = 0.9997 \frac{g}{cm^3} \quad (10.6)$$

$$* \rho_{solvente} = \frac{W_{solvente}}{\nabla_{pignometro}} \quad (10.7)$$

$$\rho_{solvente} = \frac{(73.3 - 31.2)g}{49.912cm^3} \quad (10.8)$$

$$\rho_{solvente} = 0.843 \frac{g}{cm^3} \quad (10.9)$$

Para determinar D se reemplazo (10.6) y (10.9) en (10.1):

$$D = \frac{0.843 \frac{g}{cm^3}}{0.9997 \frac{g}{cm^3}} \quad (10.10)$$

$$D = 0.8432 \quad (10.11)$$

Concluido este cálculo, solo queda pendiente determinar  $Pe_{polimero}$  para poder calcular

$\rho_{polimero}$ . Es de notar que las únicas variables son A y M. los demás parámetros son los

mismos para todas las composiciones.

### COMPOSICIONES:

#### **I.100% ABS**

$$A = 1.4g$$

$$M = 73.7g$$

Reemplazando los valores de  $A$ ,  $M$  y  $D$  en (10.2) se tiene:

$$Pe_{polimero} = \frac{1.4g}{(73.3 + 1.4)g - 73.7} * 0.8432 \quad (10.12)$$

$$Pe_{polimero} = 1.18 \quad (10.13)$$

Para determinar  $\rho_{polimero}$  se reemplazo (10.6) y (10.13) en (10.3).

$$\rho_{polimero} = 1.18 * 0.9997 \quad (10.14)$$

$$\rho_{polimero} = 1.1804 \frac{g}{cm^3} \quad (10.15)$$

## II. 75% polvo de hueso 25% ABS

$$A = 1.79g$$

$$M = 74.3g$$

Reemplazando los valores de  $A$ ,  $M$  y  $D$  en (10.2) se tiene:

$$Pe_{polimero} = \frac{1.79g}{(73.3 + 1.79)g - 74.3} * 0.8432 \quad (10.16)$$

$$Pe_{polimero} = 1.91 \quad (10.17)$$

Para determinar  $\rho_{polimero}$  se reemplazo (10.6) y (10.17) en (10.3).

$$\rho_{polimero} = 1.91 * 0.9997 \quad (10.18)$$

$$\rho_{polimero} = 1.909 \frac{g}{cm^3} \quad (10.19)$$

### III. 33% polvo de hueso 33% cera 33% ABS

$$A = 1.3g$$

$$M = 73.5g$$

Reemplazando los valores de  $A$ ,  $M$  y  $D$  en (10.2) se tiene:

$$Pe_{polimero} = \frac{1.3g}{(73.3 + 1.3)g - 73.5} * 0.8432 \quad (10.20)$$

$$Pe_{polimero} = 0.99 \quad (10.21)$$

Para determinar  $\rho_{polimero}$  se reemplazo (10.6) y (10.21) en (10.3).

$$\rho_{polimero} = 0.99 * 0.9997 \quad (10.22)$$

$$\rho_{polimero} = 0.996 \frac{g}{cm^3} \quad (10.23)$$

### IV. 50% polvo de hueso 50% cera

$$A = 3.4g$$

$$M = 74.7g$$

Reemplazando los valores de  $A$ ,  $M$  y  $D$  en (10.2) se tiene:

$$Pe_{polimero} = \frac{3.4g}{(73.3 + 3.4)g - 74.7} * 0.8432 \quad (10.24)$$



$$Pe_{polimero} = 1.43 \quad (10.25)$$

Para determinar  $\rho_{polimero}$  se reemplazo (10.6) y (10.25) en (10.3).

$$\rho_{polimero} = 1.43 * 0.9997 \quad (10.26)$$

$$\rho_{polimero} = 1.433 \frac{g}{cm^3} \quad (10.27)$$

#### V. 75% polvo de hueso 25% cera

$$A = 1.5g$$

$$M = 74.1g$$

Reemplazando los valores de  $A$ ,  $M$  y  $D$  en (10.2) se tiene:

$$Pe_{polimero} = \frac{1.5g}{(73.3 + 1.5)g - 74.1} * 0.8432 \quad (10.28)$$

$$Pe_{polimero} = 1.8 \quad (10.29)$$

Para determinar  $\rho_{polimero}$  se reemplazo (10.6) y (10.29) en (10.3).

$$\rho_{polimero} = 1.81 * 0.9997 \quad (10.30)$$

$$\rho_{polimero} = 1.813 \frac{g}{cm^3} \quad (10.31)$$

La tabla 13, muestra los diferentes valores de densidad, para cada composición. Se encontraron densidades con valores que no se encuentran muy lejanos de la densidad que presentan los polímeros  $(0.9-1.2) \frac{g}{cm^3}$ . Los valores de densidad mas elevados son: 75% Polvo de hueso 25% ABS y 75% Polvo de hueso 25% Cera, densidad un poco por encima de la densidad normal para los polímeros gracias a la presencia del polvo de hueso en dichas mezclas.

**Tabla 13.** Resultados del ensayo de densidad

COMPOSICION	$\rho \frac{g}{cm^3}$
1. 100% ABS	1.1804
2. 75% Polvo de hueso 25% ABS.	1.909
3. 33% Polvo de hueso 33% Cera 33% ABS	0.996
4. 50% Polvo de hueso 50% Cera	1.433
5. 75% Polvo de hueso 25% Cera	1.813

#### 7.4. ENSAYO DE RUGOSIDAD

Para la ejecución de esta prueba, se emplearon los fragmentos de las probetas utilizados en el ensayo de tracción, y se tomaron tres mediciones en cada probeta.

El método más usado para cuantificar la rugosidad consiste en registrar los perfiles de las alturas de la superficie objeto de estudio mediante un rugosímetro. El principio de funcionamiento de este equipo consiste en realizar un barrido controlado en línea recta registrando los valles y crestas sobre la superficie a analizar, mediante una fina punta.

Los parámetros utilizados para cuantificar la rugosidad son  $R_a$  y  $R_q$ . Donde  $R_a$  se define como el promedio aritmético de los valores absolutos de las alturas  $y(x)$  medidas a partir de la línea central. Matemáticamente  $R_a$  está definida como:

$$R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |y(x)| dx \quad (11.1)$$

Siendo  $L$  la longitud de muestreo.

$R_q$  está definida como raíz cuadrática media, frecuentemente preferida tanto en la teoría como en la práctica para el estudio de superficies en contacto. Matemáticamente  $R_q$  está definida como:

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{L} \int_0^L [y(x)]^2 dx} \quad (11.2)$$

El instrumento utilizado para la prueba es un rugosímetro MITUTOYO SJ-201p con un recorrido de 20mm aprox.

**Figura 20.** Equipo MITUTOYO SJ – 201p



En las tabla 14 y 15 están consignados los datos cuantitativos y cualitativos de dureza obtenidos para cada muestra. Según Rojas<sup>3</sup> et al, la rugosidad optima en el uso de dispositivos de fijación es 15  $\mu\text{m}$ , se observa una rugosidad con un valor de 13.21  $\mu\text{m}$  para el compuesto 75% polvo de hueso 25% ABS, se considera este resultado como satisfactorio en la inyección de este material, debido a que el valor de 15  $\mu\text{m}$ , se obtuvo en la fabricación de implantes mecanizados.

**Tabla 14.** Resultados del ensayo de rugosidad

<b>MUESTRA</b>	<b>Ra <math>\mu\text{m}</math></b>
100% ABS	0.59
75% P 25% ABS.	13.21
1/3P 1/3C 1/3ABS	6.87
50% P 50% C	1.53
75% P 25% C	2.15
100% C	2.4

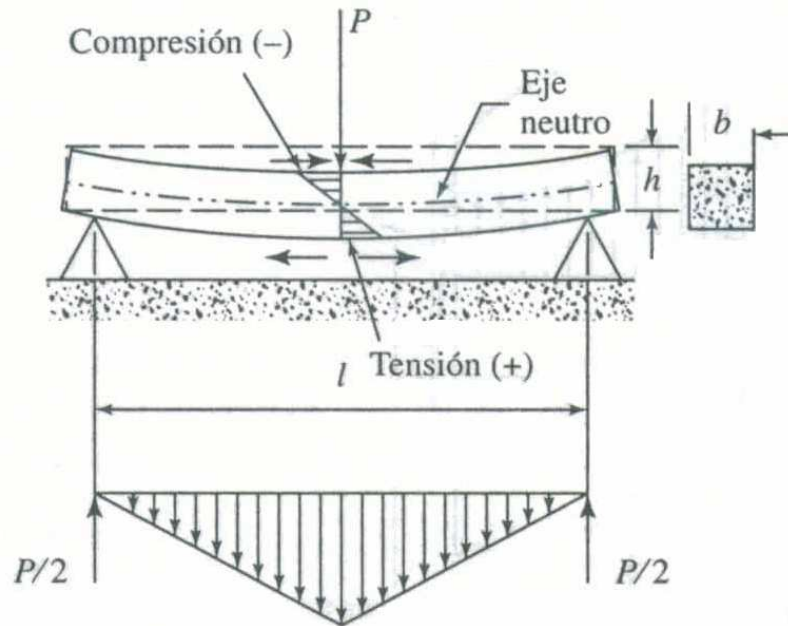
**Tabla 15.** Equivalencia diferentes grados de rugosidad  $R_a$  y superficie

Clase	Rugosidad, $R_a$ ( $\mu\text{m}$ )
Super finish	0.10
Polish	0.20
Ground	0.40
Smooth	0.80
Fine	1.60
Semifine	3.2
Medium	6.3
Semirough	12.5
Rough	25
Cleanup	50

### 7.5. ENSAYO DE FLEXIÓN

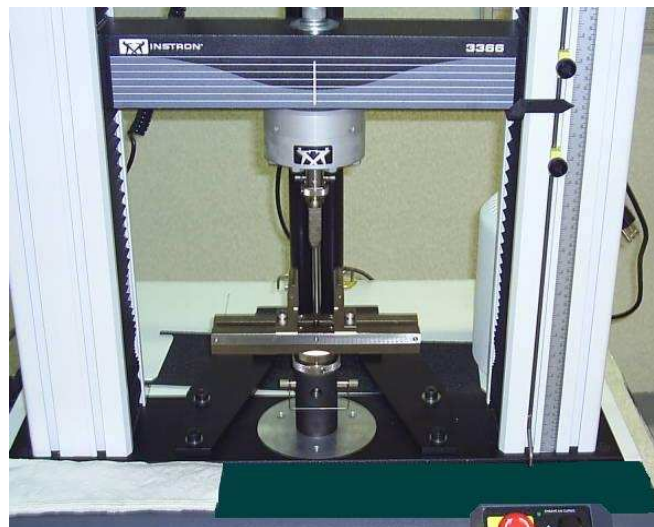
El ensayo de flexión se ejecutó según norma ASTM designación D-790 para plásticos. Dicho ensayo se realizó en la máquina INSTRON 3366, mediante el método I donde la probeta se soportó en dos puntos y se aplicó una fuerza en el centro, como se muestra en las figuras 21 y 22. La probeta se flexiona y la mitad inferior se comporta a tensión, mientras que la mitad superior se comporta a compresión.

**Figura 21.** Esquema Flexión en tres puntos



Fuente: Schey Jhonn, Procesos de manufactura 3 ed. Mexico: McGraw-Hill, 1997. 583 p.

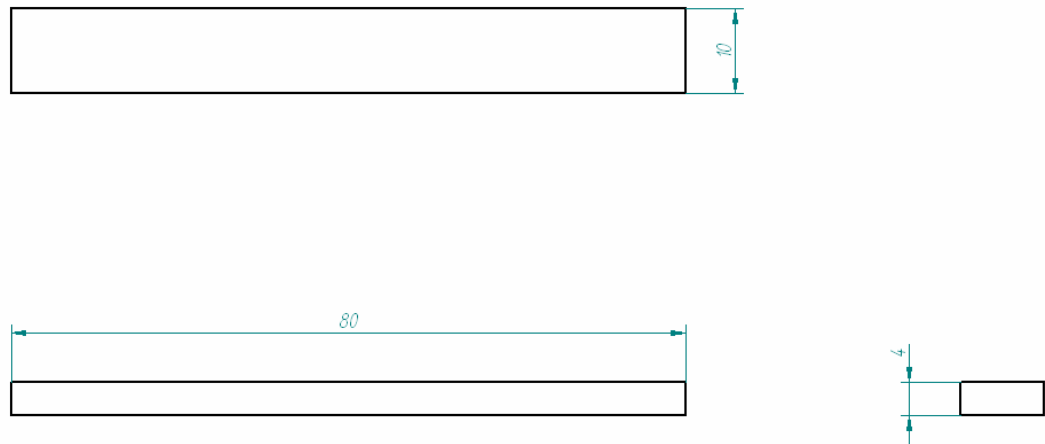
**Figura 22.** Montaje Ensayo Flexión en 3 puntos. máquina INSTRON 3366



Las composiciones de las probetas sometidas a este ensayo son: **1.** 75% polvo de hueso 25% cera (de esta composición se analizaran 2 probetas) y **2.** 75% polvo de hueso 25% ABS. Estas composiciones se seleccionan ya que presentaron un mejor comportamiento en las pruebas que se realizaron. Las demás composiciones se pueden obviar, ya que en este punto de la investigación se analizaron los resultados que se obtuvieron de bajas propiedades mecánicas en cada uno de los ensayos realizados. Además de tener disponibilidad de materiales limitados todas las muestras fueron llevadas hasta la rotura.

La probeta utilizada es de sección transversal rectangular, las dimensiones de esta se especifican en la figura 23. La velocidad utilizada para el ensayo de flexión fue de 1.3 mm/min, la distancia entre apoyos de 50 mm todo conforme según la norma ASTM D 790<sup>11</sup> para materiales plásticos.

**Figura 23.** Esquema de probeta de flexión vistas ortogonales (dimensiones en mm).



### CALCULOS:

#### Esfuerzo máximo en la fibra

$$S = \frac{3 * P * L}{2 * b * d^2} \quad (12.1)$$

Donde:

S = esfuerzo en la fibra exterior en el centro de la luz expresado en N/mm<sup>2</sup> (PSI).

P = carga en un punto dado de la curva carga-deflexión newton (libra)

L = distancia entre soportes mm o pulg

b = ancho de la muestra ensayada mm o pulg

d = espesor de la muestra ensayados mm o pulg

**Módulo tangente de elasticidad.** El modulo tangente de elasticidad muchas veces llamado “el modulo de elasticidad”, es la razón entre el limite elástico de esfuerzo a la correspondiente deformación y deberá ser expresado en N/mm<sup>2</sup> o (PSI). Se calculo por el dibujo de una tangente a la pendiente de porción inicial recta de la curva carga-deflexión y usando la siguiente ecuación.

$$E_b = \frac{L^3 * m}{4 * b * d^3} \quad (12.2)$$

Donde:

$E_b$  = modulo de elasticidad en flexión N/m<sup>2</sup> o (PSI)

L = distancia entre soportes mm (pulg)

B = ancho de la muestra ensayada mm (pulg)

d = espesor de la muestra ensayada mm (pulg)

m= pendiente de la tangente de la porción inicial rectilínea de la curva carga-deflexión.

*Valores de carga en Newton y deflexión en mm*

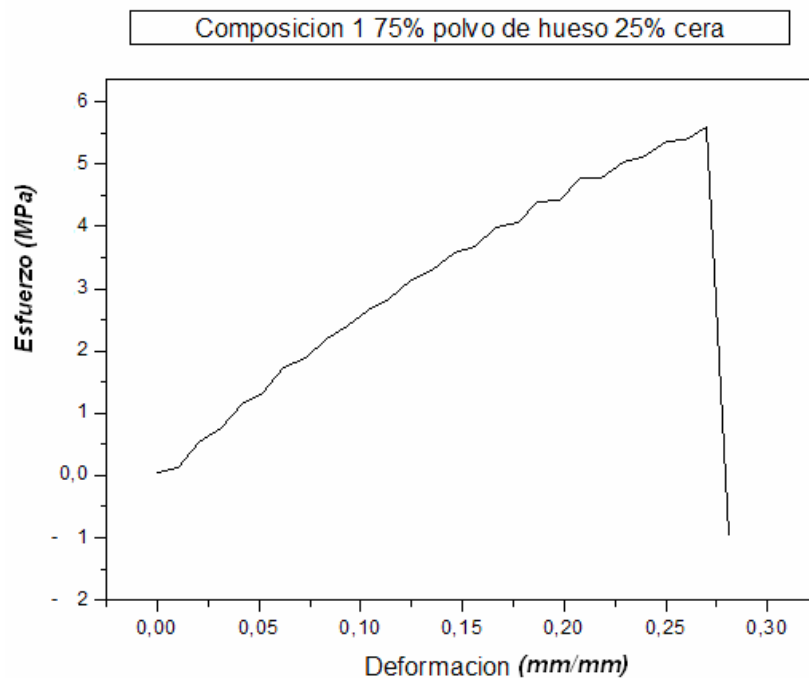


**\*\*** Los datos suministrados por la maquina durante la ejecución del ensayo se consignaran en el final de este documento (ver anexo 1).

**\*** Para la **composición I** 75% Polvo de hueso 25% Cera tenemos:

En la figura 24, se presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 75% Polvo y 25% Cera. Se observo que esta composición no presenta un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos que se aplicaron. Se presento un cambio considerable en la pendiente, al inicio de la grafica el cual se atribuyo a una posible relajación de esfuerzos ò un comportamiento visco elástico por parte del material.

**Figura 24.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición I 75% Polvo y 25% Cera.



### **Esfuerzo máximo en la fibra**

Donde:

S = esfuerzo en la fibra exterior en el centro de la luz expresado en N/mm<sup>2</sup> (PSI).

P = 11.72 Newton

L = 50 mm

b = 10 mm

d = 4 mm

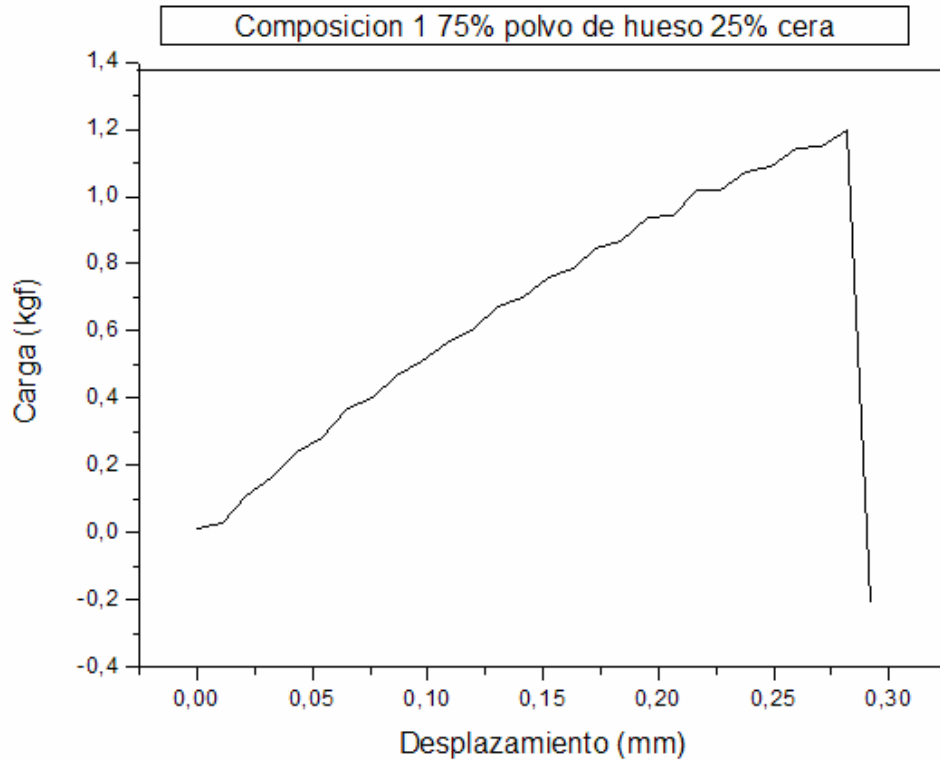
Estos datos se reemplazan en (12.1)

$$S = \frac{3 * 11.72 \text{ newton} * 50 \text{ mm}}{2 * 10 \text{ mm} * (4 \text{ mm})^2} \quad (12.3)$$

$$S = 5.49 \left( \frac{N}{mm^2} \right) \quad (12.4)$$

En la figura 25, se muestra la grafica carga vs. desplazamiento para la composición 75% Polvo y 25% Cera. Esta composición no presenta un comportamiento proporcional del desplazamiento respecto a la carga que se aplicó. Los pequeños rizados que se observan en el inicio y en el final de la grafica antes de que ocurra la falla se pueden atribuir a ruido o pequeñas vibraciones durante la ejecución del ensayo. También se pueden atribuir a una mezcla poco homogénea.

**Figura 25.** Gráfica Carga vs. Deflexión de la composición I 75% Polvo y 25% Cera.



### **Modulo tangente de elasticidad**

Donde:

$E_b$  = modulo de elasticidad en flexión  $N/mm^2$  o (PSI)

$L = 50$  mm

$b = 10$  mm

$d = 4$  mm

$m$  = pendiente de la tangente de la porción inicial rectilínea de la curva carga-deflexión.

*Valores de carga en Newton y deflexión en mm.*

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (12.5)$$

$$m = \frac{11.72 - 10.516}{0.282 - 0.238} \quad (12.6)$$

$$m = 27.36 \quad (12.7)$$

Para obtener  $E_b$  se reemplazó (12.7) en (12.1)

$$E_b = \frac{(50mm)^3 * \left(27.36 \frac{N}{mm}\right)}{4 * 10mm * (4mm)^3} \quad (12.8)$$

$$E_b = 1335.93 \frac{N}{mm^2} \quad (12.9)$$

\*Para la **composición II** 75% Polvo de hueso 25% Cera tenemos:

### **Esfuerzo máximo en la fibra**

Donde:

S = esfuerzo en la fibra exterior en el centro de la luz expresado en  $N/mm^2$  (PSI).

P = 9.138 Newton

L = 50 mm

b = 10 mm

d = 4 mm

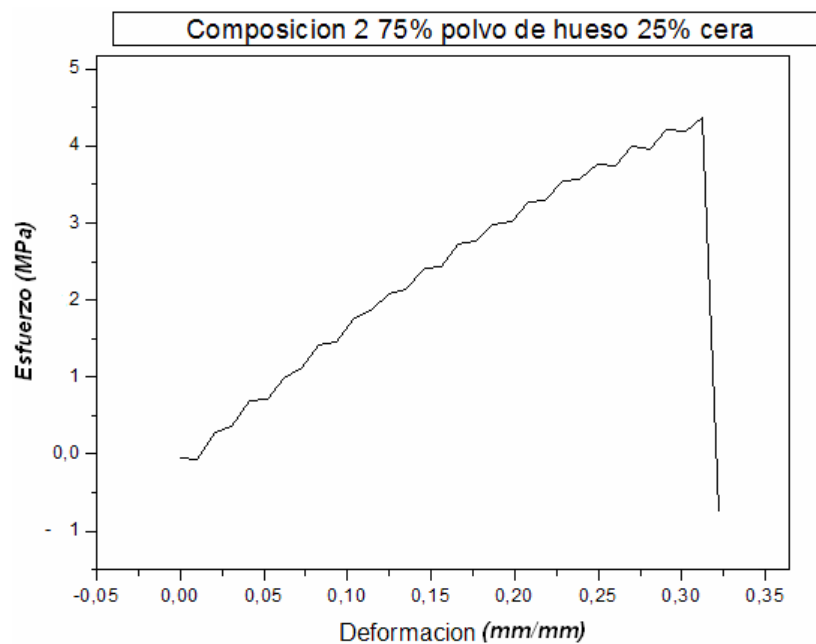
Para obtener S se reemplazó en (12.2)

$$S = \frac{3 * 9.138 \text{ newton} * 50 \text{ mm}}{2 * 10 \text{ mm} * (4 \text{ mm})^2} \quad (12.10)$$

$$S = 4.28 \left( \frac{N}{\text{mm}^2} \right) \quad (12.11)$$

En la figura 26, se presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 75% Polvo y 25% Cera. Esta composición no presento un comportamiento proporcional de las deformaciones respecto a los esfuerzos que se aplicaron. Se observó un rizado en toda la grafica hasta el instante en el cual se presento la falla. También se presento un ligero cambio en la pendiente al inicio de la grafica el cual se atribuyo a una posible relajación de esfuerzos o un comportamiento visco elástico por parte del material.

**Figura 26.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición II 75% Polvo y 25% Cera.



### Modulo tangente de elasticidad

Donde:

$E_b$  = modulo de elasticidad en flexión N/mm<sup>2</sup> o (PSI)

L = 50 mm

b = 10 mm

d = 4 mm

m= pendiente de la tangente de la porción inicial rectilínea de la curva carga-deflexión.

*Valores de carga en Newton y deflexión en mm.*

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (12.12)$$

$$m = \frac{6.227 - 5.71}{0.195 - 0.173} \quad (12.13)$$

$$m = 23.5 \quad (12.14)$$

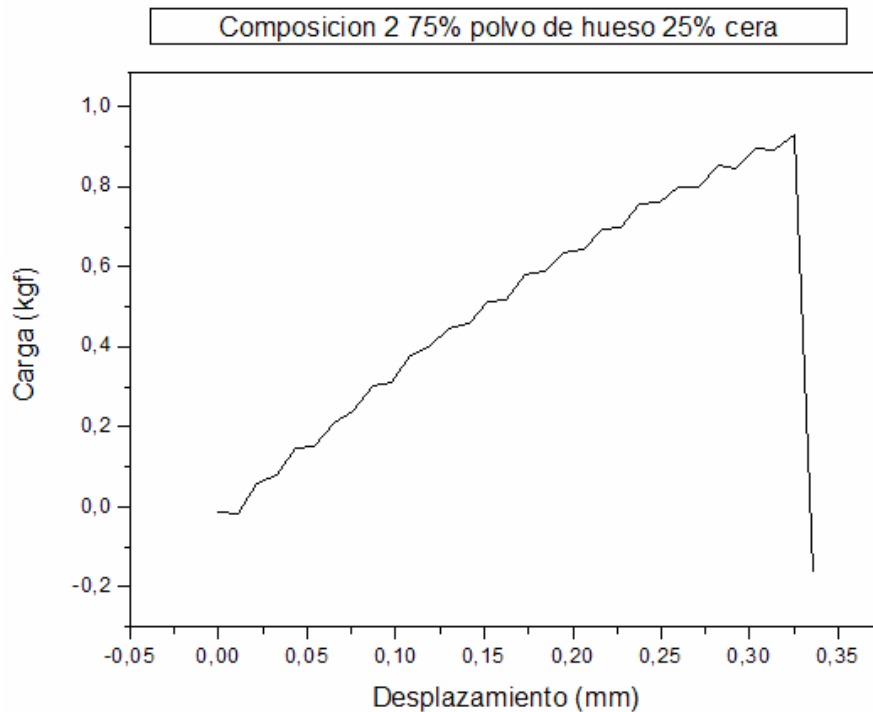
Para obtener  $E_b$  se reemplazó (12.14) en (12.1)

$$E_b = \frac{(50mm)^3 * \left(23.5 \frac{N}{mm}\right)}{4 * 10mm * (4mm)^3} \quad (12.15)$$

$$E_b = 1147.46 \frac{N}{mm^2} \quad (12.16)$$

En la figura 27, se muestra la grafica carga vs. desplazamiento para la composición 75% Polvo y 25% Cera. Esta composición al igual que la figura 25 no presentó un comportamiento proporcional del desplazamiento respecto a la carga que se aplicó. De igual forma se presentaron rizos, que se observan en el inicio y en el final de la grafica hasta antes de que ocurra la falla. El cambio de la pendiente al inicio de la grafica, fue mucho mas pronunciado. Este comportamiento fue atribuido a las mismas razones citadas en el análisis de la figura 25.

**Figura 27.** Gráfica Carga vs. Desplazamiento de la composición II 75% Polvo de hueso 25% Cera.



\*Para la **composición I** 75% Polvo de hueso 25% ABS tenemos:

### **Esfuerzo máximo en la fibra**

Donde:

S = esfuerzo en la fibra exterior en el centro de la luz expresado en N/mm<sup>2</sup> (PSI).

P = 47.07 Newton

L = 50 mm

b = 10 mm

d = 4 mm

Para obtener S se reemplazó en (12.2)

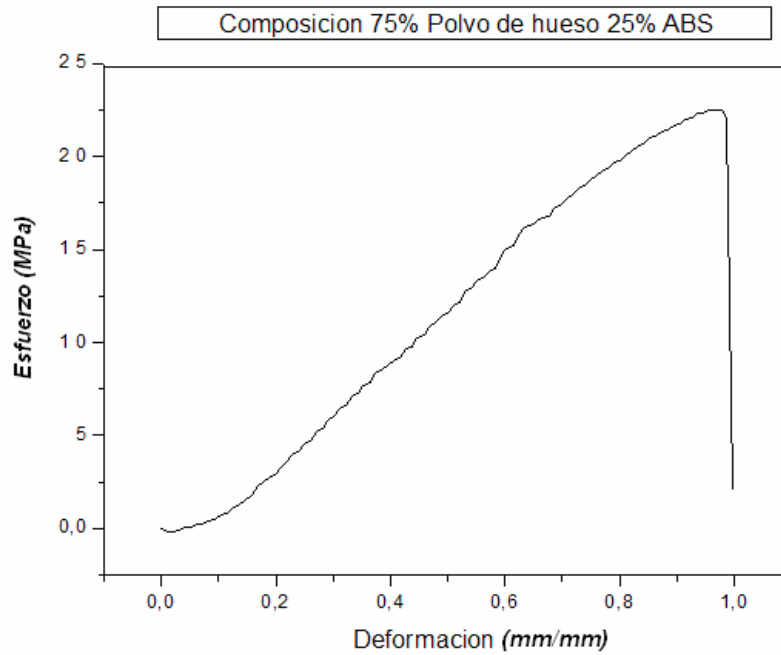
$$S = \frac{3 * 47.07 \text{ newton} * 50 \text{ mm}}{2 * 10 \text{ mm} * (4 \text{ mm})^2} \quad (12.17)$$

$$S = 22.06 \left( \frac{N}{\text{mm}^2} \right) \quad (12.18)$$

La figura 28 presenta la grafica esfuerzo vs. deformación para la composición 75% Polvo de hueso 25% ABS, se observó un cambio progresivo de la pendiente en la parte inicial de la grafica, resultado el cual se atribuyó a una posible relajación de esfuerzos o un comportamiento visco elástico por parte del material, el cambio en la pendiente que se presento en la parte inicial fue mas notorio en esta composición. Luego se presento un ligero rizado donde la pendiente tiende a estabilizarse.



**Figura 28.** Gráfica Esfuerzo vs. Deformación de la composición I 75% Polvo de hueso 25% ABS.



### **Modulo tangente de elasticidad**

Donde:

$E_b$  = modulo de elasticidad en flexión N/mm<sup>2</sup> o (PSI)

L = 50 mm

b = 10 mm

d = 4 mm

m= pendiente de la tangente de la porción inicial rectilínea de la curva carga-deflexión.

*Valores de carga en Newton y deflexión en mm.*

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (12.19)$$

$$m = \frac{35.2 - 25.67}{0.704 - 0.52} \quad (12.20)$$

$$m = 51.79 \quad (12.21)$$

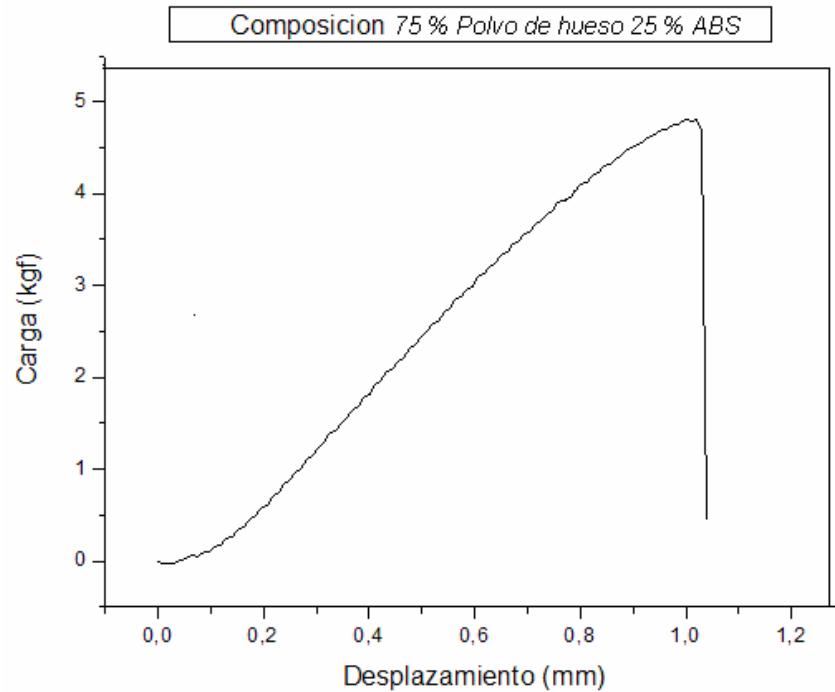
Para obtener  $E_b$  se reemplazó (12.21) en (12.1)

$$E_b = \frac{(50mm)^3 * \left(51.79 \frac{N}{mm}\right)}{4 * 10mm * (4mm)^3} \quad (12.22)$$

$$E_b = 2528.8 \frac{N}{mm^2} \quad (12.23)$$

La figura 29 presenta la grafica carga vs. desplazamiento para la composición 75% Polvo de hueso 25% ABS, se observó nuevamente un cambio en la pendiente al inicio de la grafica, el rizado se extendió a lo largo de toda la grafica aunque de manera muy sutil hasta que se presento la falla. Es de notar que las composiciones sometidas al ensayo de flexión presentaron un comportamiento muy similar.

**Figura 29.** Gráfica Carga vs. Desplazamiento de la composición 75% Polvo y 25%ABS.



### 7.6. Ensayo de Impacto

Este ensayo se ejecuto según norma ASTM designación D-256<sup>12</sup> para plásticos. Dicho ensayo se realizo en la maquina impacto tipo charpy.

Las composiciones de las probetas sometidas a este ensayo son: 75% polvo de hueso 25% cera y 75% polvo de hueso 25% abs. En todos los ensayos las muestras fueron llevadas hasta la rotura.

Una vez finalizado el ensayo para las dos composiciones cabe mencionar que la maquina no registro ningún valor apreciable en el dial. Lo cual indica que ambas composiciones son materiales sumamente frágiles y no absorbieron una magnitud considerable de energía.

## 8. CONCLUSIONES

De acuerdo a la comparación de las propiedades con los resultados obtenidos, en las pruebas realizadas se obtiene: En el ensayo de tracción se encontraron datos de esfuerzo en la composición 50% polvo de hueso 50% ABS un 30% por debajo de la composición 100 % ABS. Es de resaltar que la composición 50% polvo de hueso 50% ABS mostró los resultados mas altos.

El compuesto polvo de hueso y ABS, cuenta con una dureza alta muy similar a la dureza con que cuenta la composición 100% ABS. Parámetro que favorecería en este caso los aspectos prácticos del futuro implante al poder manipularse sin inconvenientes de una posible falla del material durante la cirugía.

La densidad que se encontró en todas las composiciones arrojó datos entre (0.9 - 2)  $\text{g/cm}^3$ , para plásticos se considera aceptable una densidad entre (0.9 - 1.2)  $\text{g/cm}^3$ . Los datos obtenidos en este ensayo se consideraron bajos, pero favorables en la futura aplicación en dispositivos de fijación ya que los biocerámicos y los metales empleados en implantología cuentan con densidades que oscilan entre (4 - 8)  $\text{g/cm}^3$  respectivamente.

La rugosidad alta es un factor favorable en determinar el rechazo o *la aceptación* de un dispositivo extraño por parte del organismo, en este caso se tiene una rugosidad alta en el compuesto 75% polvo de hueso y 25% polímero ABS que se consigue con la inyección del polvo de hueso en esta composición, según Rojas<sup>2</sup> et al, la rugosidad es una variable básica para la osteointegración.

## **BIBLIOGRAFIA**

Annual Book of ASTM Standard. Vol 8. Plastics. USA: Mc Graw-Hill, 1995. 912 p.

CRUZ NAVIA, Julian. Fabricación de implantes óseos por técnicas de inyección. Cali, 2005. 97 p. Trabajo de grado (Ingeniero Mecánico). Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingenierías.

GUZMÁN BÁEZ, Humberto. Biomateriales de uso clínico. 2 ed. Colombia: Cat editores, 1990. 320 p.

HUBERTUS sciekermann. Atlas de Implantología Compuestos. 3 ed. Mexico: Mc Graw-Hill, 1995. 1115 p.

NORTON, Robert, Diseño de Máquinas. México: Prentice Hall, 1999. 1048 p.

QUEVEDO Sandra, ROJAS Fabio. Desarrollo de una metodología para la fabricación de injertos compuestos de polvo de hueso y biopolímero, Bogotá, 2003. 107 p. Trabajo de grado (Ingeniero Mecánico). Universidad de los Andes, Facultad de Ingenierías.

SALCEDO, Jose A. Materiales alternos. 2 ed. México: Prentice Hall, 1997. 850 p.

SCHEY, Jhonn. Procesos de manufactura. 3 ed. Mexico: Pearson, 2002. 680 p.

## **ANEXO 1. Tablas Ensayo Flexión**

A continuación se muestran los datos suministrados por la maquina INSTRON 3366 durante la ejecución del ensayo de flexión.

**Tabla 16.** Datos ensayo flexión tensión y deformación para composición I 75% Polvo de hueso 25% Cera

<b>TENSION (Kgf/MM^2)</b>	<b>DEFORMACION (%)</b>
0,0045005	0
0,013328	0,0102
0,05249	0,0207
0,075853	0,0311
0,11363	0,0416
0,13316	0,052
0,17446	0,0623
0,18885	0,0727
0,21905	0,0832
0,23955	0,0936
0,26515	0,104
0,28412	0,114
0,31415	0,125
0,32858	0,135
0,35633	0,146
0,36808	0,156
0,39762	0,166
0,40662	0,177
0,4387	0,187
0,44207	0,198
0,47693	0,208
0,47883	0,218
0,50271	0,229
0,51048	0,239
0,53629	0,25
0,53858	0,26
0,56031	0,27
-0,097906	0,281

**Tabla 17.** Datos ensayo flexión carga y desplazamiento para composición I 75% Polvo de hueso 25% Cera

<b>CARGA (Kgf)</b>	<b>DESPLAZAMIENTO (mm)</b>
0,009601	0
0,028433	0,0107
0,11198	0,0216
0,16182	0,0324
0,24241	0,0433
0,28406	0,0542
0,37218	0,0649
0,40288	0,0758
0,4673	0,866
0,51103	0,0975
0,56566	0,108
0,60313	0,119
0,67019	0,13
0,70097	0,141
0,76017	0,152
0,78523	0,163
0,84825	0,173
0,86745	0,184
0,9359	0,195
0,94309	0,206
1,0174	0,217
1,0215	0,227
1,0724	0,238
1,089	0,249
1,1441	0,26
1,149	0,271
1,1953	0,282
-0,20887	0,292



**Tabla 18.** Datos ensayo flexión tensión y deformación para composición II 75% Polvo de hueso 25% Cera

<b>TENSION (Kgf/MM<sup>2</sup>)</b>	<b>DEFORMACION (%)</b>
-0,0050226	0
-0,007258	0,0102
0,02754	0,0207
0,03679	0,0311
0,068825	0,0415
0,071807	0,052
0,099405	0,0623
0,11261	0,0727
0,1423	0,0831
0,14626	0,0936
0,1775	0,104
0,18691	0,114
0,20908	0,125
0,21411	0,135
0,24159	0,146
0,24313	0,156
0,27291	0,166
0,27593	0,177
0,29799	0,187
0,30156	0,198
0,32645	0,208
0,3284	0,218
0,35553	0,229
0,35666	0,239
0,37543	0,249
0,3748	0,26
0,40043	0,27
0,39563	0,281
0,42067	0,291
0,41865	0,302
0,4368	0,312

-0,076172	0,322
-----------	-------

**Tabla 19.** Datos ensayo flexión carga y desplazamiento para composición II 75% Polvo de hueso 25% Cera

<b>CARGA (Kgf)</b>	<b>DESPLAZAMIENTO (mm)</b>
-0,010715	0
-0,015484	0,0106
0,058751	0,0215
0,078486	0,0324
0,14683	0,0432
0,15319	0,0541
0,21206	0,0649
0,24024	0,0758
0,30356	0,0866
0,31203	0,0975
0,37867	0,108
0,39875	0,119
0,44604	0,13
0,45676	0,141
0,51539	0,152
0,51868	0,162
0,58221	0,173
0,58866	0,184
0,63572	0,195
0,64332	0,206
0,69642	0,217
0,70059	0,227
0,75847	0,238
0,76088	0,249
0,80092	0,26
0,79958	0,271
0,85425	0,282
0,84402	0,292
0,89742	0,303

0,89311	0,314
0,93185	0,325
-0,1625	0,336

**Tabla 20.** Datos ensayo flexión tensión y deformación para composición I 75% Polvo de hueso 25% ABS

<b>DESPLAZAMIENTO (mm)</b>	<b>CARGA (kgf)</b>
0	-0,00553
0,0106	-0,0301
0,0216	-0,0302
0,0324	-0,0218
0,0433	0,0112
0,0541	0,02
0,065	0,056
0,0758	0,049
0,0866	0,091
0,0974	0,102
0,108	0,156
0,119	0,173
0,13	0,24
0,141	0,27
0,152	0,33
0,162	0,37
0,173	0,45
0,184	0,49
0,195	0,57
0,206	0,61
0,217	0,7
0,228	0,75
0,238	0,84
0,249	0,88
0,26	0,97
0,271	1
0,282	1,11

0,292	1,14
0,303	1,24
0,314	1,28
0,325	1,37
0,336	1,41
0,347	1,51
0,357	1,55
0,368	1,63
0,379	1,68
0,39	1,78
0,401	1,82
0,412	1,92
0,422	1,96
0,433	2,06
0,444	2,08
0,455	2,18
0,466	2,22
0,477	2,31
0,487	2,35
0,498	2,45
0,509	2,49
0,52	2,58
0,531	2,61
0,542	2,72
0,552	2,75
0,563	2,84
0,574	2,88
0,585	2,95
0,596	2,99
0,607	3,09
0,617	3,13
0,628	3,2
0,639	3,24
0,65	3,32
0,661	3,36
0,672	3,45

0,682	3,48
0,693	3,57
0,704	3,58
0,715	3,67
0,726	3,71
0,737	3,78
0,747	3,82
0,758	3,9
0,769	3,9312
0,78	4,009
0,791	4,0317
0,802	4,1006
0,812	4,1259
0,823	4,2013
0,834	4,222
0,845	4,2959
0,856	4,3174
0,867	4,3799
0,877	4,4098
0,888	4,4785
0,899	4,4936
0,91	4,5463
0,921	4,5722
0,932	4,6226
0,942	4,6429
0,953	4,7014
0,964	4,7079
0,975	4,7609
0,986	4,7591
0,997	4,804
1,01	4,7902
1,02	4,8039
1,03	4,7077
1,04	0,44152

**Tabla 21.** Datos ensayo flexión carga y desplazamiento para composición I 75% Polvo de hueso 25% ABS

<b>DEFORMACION (%)</b>	<b>TENSION (kgf/mm<sup>2</sup>)</b>
0	-0,002
0,0102	-0,014112
0,0207	-0,014173
0,0311	-0,010227
0,0416	0,00525
0,052	0,0096
0,0624	0,0264
0,0728	0,0232
0,0832	0,0428
0,0935	0,048
0,104	0,0732
0,114	0,0815
0,125	0,112
0,135	0,126
0,146	0,158
0,156	0,175
0,166	0,214
0,17	0,233
0,187	0,269
0,198	0,29
0,208	0,332
0,218	0,352
0,229	0,394
0,239	0,412
0,25	0,455
0,26	0,472
0,27	0,52
0,281	0,539
0,291	0,582
0,302	0,604
0,312	0,644
0,322	0,663

0,333	0,708
0,343	0,728
0,353	0,767
0,364	0,788
0,374	0,837
0,385	0,853
0,405	0,901
0,416	0,921
0,426	0,966
0,437	0,976
0,447	1,024
0,458	1,043
0,468	1,086
0,478	1,105
0,489	1,14
0,499	1,16
0,51	1,2
0,52	1,22
0,53	1,27
0,541	1,29
0,551	1,33
0,562	1,35
0,572	1,38
0,582	1,4
0,593	1,1681
0,603	1,503
0,614	1,519
0,624	1,579
0,634	1,6191
0,645	1,6325
0,665	1,6748
0,676	1,6825
0,686	1,722
0,697	1,74
0,707	1,77
0,718	1,794

0,728	1,828
0,738	1,842
0,749	1,879
0,759	1,889
0,77	1,9222
0,78	1,934
0,79	1,969
0,801	1,979
0,811	2,013
0,821	2,023
0,832	2,053
0,842	2,0671
0,853	2,0993
0,863	2,1064
0,874	2,1311
0,884	2,1432
0,894	2,1668
0,905	2,1764
0,915	2,2038
0,926	2,2068
0,936	2,2317
0,946	2,2308
0,957	2,2519
0,967	2,2454
0,978	2,2518
0,988	2,2067
0,998	0,20696