



**Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C.**

**Posgrado en Materiales Poliméricos**

**ELABORACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE  
ANDAMIOS DE POLICAPROLACTONA Y SU  
MODELAMIENTO UTILIZANDO ELEMENTOS  
FINITOS.**

Tesis que presenta:

**SHARLEEN KARINA MORALES ROJAS**

Opción al título de:

**MAESTRO EN CIENCIAS  
(MATERIALES POLIMERICOS)**

Mérida, Yucatán, Julio 2014





## DECLARACION DE PROPIEDAD

Declaro que la información contenida en la sección de Materiales y Métodos Experimentales, los Resultados y Discusión de este documento proviene de las actividades de experimentación realizadas durante el período que se me asignó para desarrollar mi trabajo de tesis, en las Unidades y Laboratorios del Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C., y que a razón de lo anterior y en contraprestación de los servicios educativos o de apoyo que me fueron brindados, dicha información, en términos de la Ley Federal del Derecho de Autor y la Ley de la Propiedad Industrial, le pertenece patrimonialmente a dicho Centro de Investigación. Por otra parte, en virtud de lo ya manifestado, reconozco que de igual manera los productos intelectuales o desarrollos tecnológicos que deriven o pudieran derivar de lo correspondiente a dicha información, le pertenecen patrimonialmente al Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C., y en el mismo tenor, reconozco que si derivaren de este trabajo productos intelectuales o desarrollos tecnológicos, en lo especial, estos se registrarán en todo caso por lo dispuesto por la Ley Federal del Derecho de Autor y la Ley de la Propiedad Industrial, en el tenor de lo expuesto en la presente Declaración.

Mérida, Yucatán a Julio de 2014



---

**IM.SHARLEEN KARINA MORALES ROJAS.**





*CENTRO DE INVESTIGACION CIENTIFICA DE YUCATAN A.C.  
POSGRADO EN CIENCIAS EN MATERIALES POLIMÉRICOS*

## **RECONOCIMIENTO**

**Por medio de la presente, hago constar que el trabajo de tesis titulado**

ELABORACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DE ANDAMIOS DE POLICAPROLACTONA Y SU MODELAMIENTO UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS.

**Pertenciente al Programa de Maestría en Ciencias (Materiales Poliméricos) del Centro de Investigación Científica de Yucatán, A.C. fue realizado en los laboratorios de la Unidad de Materiales bajo la dirección del Dr. Fernando Hernández Sánchez.**

**Atentamente,**

---

**Dr. Felipe A. Vázquez Flota**

**Coordinador de Docencia**

**Centro de Investigación Científica de Yucatán, AC.**



## DEDICATORIA

A mis padres por su amor, por siempre estar ahí para apoyarme, y por todo el esfuerzo que han realizado para darme lo mejor y ayudarme a lograr mis metas y sueños, por su gran ejemplo que me dan día a día, y por siempre creer en mí.





## AGRADECIMIENTOS

A mi hermana por sus consejos y sus apoyo que me a brindado en todo momento.

A mi futuro esposo Oscar Gil por todo su amor, por brindarme todo su apoyo y siempre creer en mí.

Al Dr. Fernando Hernández Sánchez por el apoyo que me proporcionó durante el desarrollo de la tesis, por su asesoría, consejos, enseñanza y su paciencia. Sobre todo por su tiempo y su amistad

A mis sinodales, Dr. Pedro Jesús Herrera Franco (CICY), por su apoyo incondicional y enseñanzas, al Dr. Alex Valadez Gonzales (CICY), Dr. Roberto Olayo Gonzáles, por el tiempo dedicado a la lectura de este trabajo, por sus recomendaciones y sugerencias.

Al M.C. Hugo Joel Carrillo Escalante por su apoyo técnico, por todas las horas de ayuda que me brindo, por las horas de asesorías, ánimo, apoyo, y sobre todo por su amistad.

A la M. Silvia Andrade por su asesoría en las pruebas de Microscopia Electrónica de Barrido

Agradezco al personal del CICY, en especial a la Unidad de Materiales por toda la ayuda brindada durante la realización de este trabajo.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico recibido a través del proyecto con número 00000000118514 para la elaboración de este trabajo, así como la beca No. 242982.



## TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	1
CAPITULO I.....	2
ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE.....	2
1.1 Ingeniería Tisular.....	2
1.2 Biomateriales.....	3
1.3 Materiales utilizados para la formación de andamios.....	6
1.4 Poli (e – caprolactona).....	7
1.5 Materiales Porosos.....	9
1.6 Propiedades Mecánicas de las Espumas bajo Compresión.....	12
1.7 Celdas Abiertas.....	12
1.8 Celdas Cerradas.....	14
1.9 Propiedades Mecánicas.....	15
1.10 Inestabilidad Estructural.....	15
1.11 Teoría de Euler.....	17
1.12 Análisis de Columna con Extremos Fijos.....	18
1.13 Análisis Lineal de Pared Celular Elástica por Pandeo.....	19
1.14 Método de Elementos Finitos.....	23
1.15 Conceptos Generales del Método.....	24
1.16 Elasticidad Lineal: Ley de Hooke Generalizada.....	27
1.17 Materiales Porosos en el Método de Elementos Finitos.....	29
HIPOTESIS.....	31
OBJETIVO GENERAL.....	32
OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	32
CAPITULO II.....	33
MATERIALES Y METODOS.....	33
2.1 Materiales.....	33
2.2 Metodología.....	34
2.3.1Elaboracion del Andamio.....	35
2.3.1.1 Sinterizado.....	39
2.3.1.2 Inyección de la PCL.....	39
2.4 Caracterización Mecánica.....	41

2.4.1 Policaprolactona.....	41
2.4.2 Andamios.....	42
2.5 Obtención de Porosidad de los Andamios.....	42
2.6 Determinación Morfológica del Andamio.....	43
2.7 Modelo de Elementos Finitos.....	43
CAPITULO III.....	44
RESULTADOS Y DISCUSIONES.....	44
3.1 Andamios.....	44
3.1.1 Sinterizado.....	44
3.1.2 Inyección.....	45
3.2 Características Morfológicas del Andamio.....	46
3.3 Propiedades Mecánicas.....	48
3.3.1 Policaprolactona.....	48
3.3.2 Propiedades Mecánicas del Andamio.....	49
3.4 Modelado de Andamios.....	53
3.5 Análisis de Elementos Finitos.....	56
3.6 Comparación de Resultados.....	59
CONCLUSIONES.....	61
REFERENCIAS.....	63

## INDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Matriz extracelular, ventrículo del corazón.....	3
Figura 1.2 Clasificación de biomateriales.....	4
Figura 1.3 Polímeros biodegradables de uso generalizado.....	6
Figura 1.4 Polimerización por apertura de anillo de la Policaprolactona	8
Figura 1.5 Ejemplos de solidos porosos: a) panal bidimensional, b) espuma tridimensional con celdas abiertas, c) espuma tridimensional con celdas cerradas.....	9
Figura 1.6 Materiales porosos tridimensionales: a) poliuretano de celda abierta, b) polietileno de celda cerrada, c) níquel, d) cobre, e) zirconio, f) mulita, g) vidrio, h) espuma de poliéster con celdas abiertas y celdas cerradas.....	11
Figura 1.7 Modelo cúbico simplificado de una espuma de celda abierta	14
Figuras 1.8 Modelo de celda cúbica cerrada, en donde se muestra el espesor de la arista $t_e$ y el espesor de la cara $t_r$ .....	14
Figura 1.9 Pandeo de columna esbelta.....	16
Figura 1.10 Definición de pandeo por carga de una columna.....	17
Figura 1.11. Pandeo de una columna esbelta con extremos fijos.....	18
Figura 1.12 Deformación de la celda por pandeo elástico.....	20
Figura 1.13. Análisis de la línea elástica de pandeo de la pared celular	21
Figura 1.14. Sistema de análisis.....	25
Figura 1.15. Sistema de viga en voladizo.....	26
Figura 1.16. Discretizado del dominio (por nodos y elementos.....	26

Figura 2.1 Esquema de la metodología para la elaboración de andamios.....	34
Figura 2.2. Molde de acero inoxidable para sinterizados.....	35
Figura 2.3. Estufa de vacío.....	36
Figura 2.4. Molde y el Elvacite 2043 de ser colocado.....	36
Figura 2.5. Elvacite 2043 dentro del molde precalentado.....	36
Figura 2.6. Molde cerrado después de la colocación del Elvacite 2043	37
Figura 2.7. Estufa de vacío, molde y pesa a temperatura a 90 °C.....	37
Figura 2.8. Porógeno dentro del molde.....	37
Figura 2.9. Extracción del porógeno del molde.....	38
Figura 2.10. Porógeno de Elvacite 2043.....	38
Figura 2.11. Extracción del porógeno del molde.....	39
Figura 2.12. Variador de Voltaje.....	39
Figura 2.13. Tapa de acceso de nitrógeno del molde de inyección de acero inoxidable.....	39
Figura 2.14. Molde de inyección de acero inoxidable.....	39
Figura 2.15. Molde con el porógeno y pellets de PCL.....	40
Figura 2.16. Molde con el porógeno y pellets de PCL.....	40
Figura 2.17. Sistema de inyección.....	41
Figura 2.18. Probeta de Policaprolactona.....	41
Figura 3.1a. A1Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 65.22%.....	47
Figura 3.1b. A2Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 72.51%.....	47

Figura 3.1d. A4Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 79.54%.....	47
Figura 3.1c. A3Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C Porosidad: 77.37%.....	47
Figura 3.1e. A5Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C Porosidad: 82.37%.....	48
Figura 3.2. Diagrama esfuerzo – deformación a compresión de la PCL	49
Figura 3.3. Grafica de cálculo de módulo a compresión en los andamios.....	50
Figura 3.4. Grafica esfuerzo – deformación a compresión de los andamios.....	52
Figura 3.5. Medición del Sinterizado de perlas de PEMA.....	53
Figura 3.6a. Representación bidimensional de las perlas de Elvacite 2043.....	54
Figura 3.6b. Representación bidimensional de las perlas de Elvacite 2043.....	54
Figura 3.7 Representación tridimensional de las perlas de Elvacite 2043.....	54
Figura 3.8. Modelo I Tridimensional del andamio elaborado en SolidWorks.....	55
Figura 3.9. Modelo II Tridimensional del andamio elaborado en SolidWorks.....	55
Figura 3.10. Modelo II Tridimensional del andamio con placas sólidas, elaborado en SolidWorks.....	56

Figura 3.11. Geometría del Modelo II.....	57
Figura 3.12 Mallado del Modelo II.....	57
Figura 3.13. Condiciones de análisis del Modelo II.....	57
Figura 3.14 Deformación Modelo I.....	58
Figura 3.15 Deformación Modelo II.....	59
Figura 3.16. Diagrama modulo a compresión -porosidad de los andamios.....	60



## INDICE DE TABLAS

Tabla 1 Valores de $\beta^*$ para los diferentes dimensiones de $h/l$ .....	23
Tabla 2 Propiedades Policaprolactona.....	33
Tabla 3 Tamaño de las muestras de andamios.....	42
Tabla 4 Lote de andamios sometidos a cálculos de porosidad.....	46
Tabla 5 Propiedades de la PCL para el análisis por elementos finitos.	58
Tabla 6. Tabla de resultados del módulo a compresión-porosidad de los andamios.....	59



## RESUMEN

Los andamios son una de las tres partes fundamentales de la Ingeniería Tisular. Son los soportes para que se pueda llevar a cabo las funciones de adhesión, diferenciación, proliferación celular. Para que se puedan llevar a cabo estas funciones, deben tener una estructura porosa, una alta conectividad, ser biocompatibles y biodegradables, tener propiedades mecánicas adecuadas y una morfología superficial adecuada.

Los andamios se obtuvieron utilizando una modificación de la técnica de lixiviado. Se hace un soporte con “perlas” sinterizadas de poli-metil-metacrilato/etil-metacrilato (PEMA), que tendrá el papel del porógeno. A este sinterizado se le inyecta Policaprolactona (PCL) fundida. Una vez que la PCL se encuentra completamente percolada en el sinterizado, el PEMA se elimina con etanol, que es un no disolvente para la PCL.

El objetivo de este trabajo, es el modelaje de las propiedades mecánicas de los andamios por medio del método de elementos finitos (FEM). El modelo en la computadora se construyó en base al andamio real, tratando de reproducir tanto el porcentaje de porosidad como el tamaño de poro. El andamio fue analizado por la relación esfuerzo – deformación dentro de la zona lineal, por lo que fue suficiente el uso de ecuaciones lineales para la determinación del módulo elástico.



# CAPITULO I

## ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

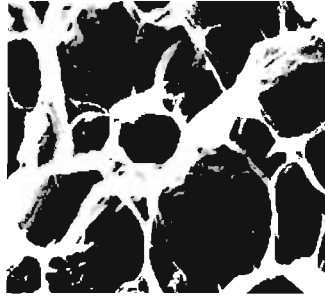
### 1.1 Ingeniería Tisular

La ingeniería tisular (TE) es una ciencia multidisciplinaria que aplica los principios y métodos de la ingeniería de materiales así como la biología molecular, para el desarrollo de sustitutos que restauren y/o reparen, mejoren y/o mantengan la función biológica de un tejido u órgano dañado. Langer y Vacanti publicaron que el enfoque más común hacia el desarrollo de sustitutos biológicos está basado en tres componentes principales: las células, las moléculas bioactivas y los materiales poliméricos formando un soporte tridimensional (andamios).

Un tejido consta básicamente de las células y del tejido extracelular. El tejido extracelular es el encargado de fijar las células para que se puedan adherir, proliferar y diferenciar. Además de llevar los nutrientes a las células así como evacuar los desechos de las mismas. En caso de un daño al tejido, las mismas células son las encargadas de sintetizar su propia matriz extracelular para crear un tejido nuevo y restaurar la función de los tejidos dañados.

El tejido extracelular, es una entidad estructuralmente compleja que rodea y soporta las células que se encuentran formando los tejidos. La matriz extracelular es comúnmente conocida como tejido conectivo, la cual está compuesta principalmente de tres clases de moléculas: las proteínas estructurales que en general es colágeno y elastina, proteínas especializadas que en general es fibrilina, fibronectina y laminina y, proteoglicanos que en general están compuestos de una proteína central la cual se une a cadenas largas de unidades de disacáridos repetitivos llamados glicosaminoglicanos (GAGs) formando así compuestos complejos de alta masa molecular.

Si se quitan las células del tejido, queda la matriz extracelular. Como se observa en la figura 1.1, la matriz extracelular es un andamio donde la células pueden realizar todas sus funciones.



**Figura 1.1 Matriz extracelular, ventrículo del corazón**

Por lo anterior, si se quiere crear un tejido nuevo *in vitro*, el cual pueda ser trasplantado posteriormente para sustituir uno dañado en el ser vivo, se pueden seguir las tres componentes mencionadas por Langer y Vacanti. Se debe tener un andamio que haga las funciones de la matriz extracelular. Este andamio deberá proporcionar un ambiente favorable para la adhesión, proliferación y diferenciación celular, así, las moléculas bioactivas deben facilitar y promover la regeneración del nuevo tejido.

Durante el proceso de regeneración, el andamio no solo proporciona una estructura tridimensional temporal donde se va a formar el nuevo tejido, sino que también controla la liberación de las moléculas bioactivas.

En este sentido, un gran número de materiales tanto de origen natural como sintético, han sido estudiados en el desarrollo de andamios para su aplicación en la ingeniería tisular.

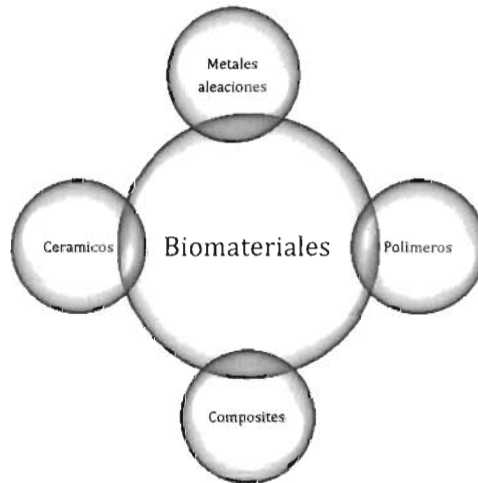
## **1.2 Biomateriales**

A pesar de que el desarrollo y aplicación de biomateriales (materiales de contacto con el organismo, diseñados para mejorar las condiciones de vida) gozan hoy de gran interés, su existencia es tan antigua como la medicina misma [5].

En el área de los biomateriales destinados a la fijación y regeneración de tejido, existe un interés creciente en el desarrollo de materiales funcionales e

inteligentes, capaces de estimular la respuesta biológica necesaria para restablecer las funciones que el tejido ha perdido.[20] En el caso de los materiales para la fijación de la células, la idea es crear un material que sea capaz de soportar las cargas iniciales y durante su degradación de forma gradual, transfiera esas cargas de forma progresiva al nuevo tejido extracelular. [1]

Entre las sustancias más importantes utilizadas como biomateriales, se encuentran algunos metales y aleaciones, cerámicas, vidrios biológicos, polímeros naturales y sintéticos, así como composites, figura 1.2 [1]



**Figura 1.2 Clasificación de biomateriales**

De los materiales, en los últimos veinte años, en la Ingeniería de Tisular, los polímeros han tomado una importancia mayor que los metales y cerámicos. Esto se debe a dos principales características de ellos; son fácilmente procesables y son biodegradables.

Los polímeros ya sean de origen natural o sintético representan un grupo más amplio y variado de biomateriales debido a su gran versatilidad, ya que mediante la adecuada combinación de estructuras, e incluso, dependiendo del método de síntesis, pueden presentar una amplia gama de propiedades. Su morfología macromolecular y su microestructura pueden ser modificadas por medio de reacciones químicas bien establecidas, como sustitución selectiva, copolimerización, injerto, entrecruzamiento, etc. Mediante procesos de

transformación adecuados, pueden adaptarse a formas geométricas y diseños de gran complejidad. Esto ofrece amplias posibilidades a la Ingeniería Tisular, ya que mediante una adecuada selección de estructuras geométricas y morfologías, pueden prepararse dispositivos biológicamente inertes o bien, totalmente biodegradables.

Los materiales poliméricos tienen una amplia variedad de aplicaciones en el campo de los implantes médicos, ya que presentan propiedades físicas, químicas y mecánicas más cercanas a las de los tejidos vivos. Esto posiblemente se debe a que los tejidos en su mayor parte están formados por polímeros naturales, como las proteínas, polisacáridos, colágeno, etc.

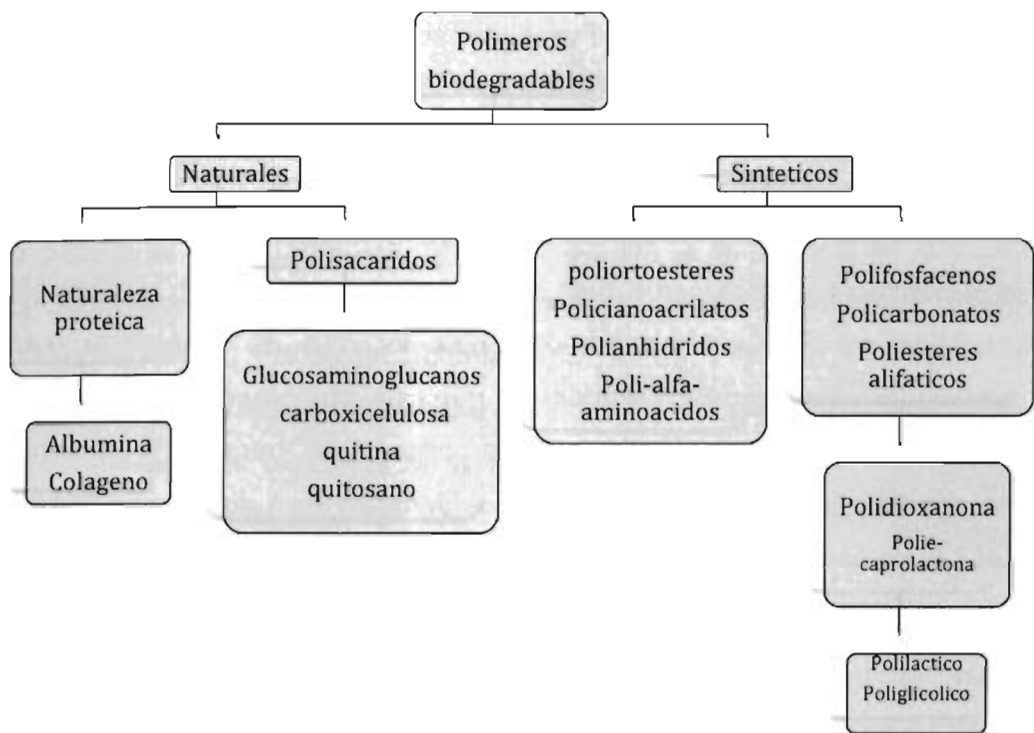
Actualmente existen numerosos polímeros utilizados en el campo biomédico. Algunos de ellos son estables, por lo que son utilizados para aplicaciones permanentes, como el polimetilmetacrilato (PMMA) o el polietileno (PE). En los últimos años se han ido introduciendo los polímeros biodegradables, para aplicaciones temporales. [5]

Kulkarni et al. Introdujeron en los años 60 el concepto de material bioabsorbible, en las dos últimas décadas dispositivos bioabsorbibles han sido utilizados temporalmente en la reparación de daños, mientras que el mismo cuerpo vivo genera su nuevo tejido. Esto evita que haya una segunda cirugía para retirar el material de fijación. Su aplicación ha sido en ortopedia, incluyendo la fijación de fracturas, reemplazo óseo, reparación de hombro, cartilago, menisco, fijación de ligamentos y liberación de fármacos [9].

Existen algunas características que deben presentar los materiales biodegradables para poder ser utilizados como implantes en el organismo humano, por ejemplo, los materiales y sus sub-productos no deben ser mutagénicos, carcinogénicos, antigénicos, tóxicos. Pero deberán ser antisépticos, esterilizables, compatibles con el tejido receptor, de fácil procesado y capaz de conformarse en distintas formas, entre otros requisitos. Hoy en día, una gran parte de la investigación en el área de los polímeros para aplicaciones biomédicas se encuentra dirigida, sobretudo, al desarrollo de polímeros sintéticos. [5]



En la Figura 1.3 se describen los polímeros biodegradables de uso más generalizado



**Figura 1.3. Polímeros biodegradables de uso generalizado**

En un concepto amplio, un biomaterial es un material diseñado y utilizado para confeccionar dispositivos biomédicos que interaccionan con el sistema biológico. [9]

### 1.3 Materiales utilizados para la formación de andamios

Los materiales que pueden ser aplicados como soportes o andamiajes en ingeniería tisular deben poseer una serie de requisitos complejos y específicos, como son; biocompatibilidad, estructura porosa apropiada, propiedades mecánicas y superficie apropiadas, tanto desde el punto de vista químico como desde el punto de vista morfológico [9]. La selección del sistema polimérico más apropiado

para preparar un soporte celular, constituye uno de los aspectos decisivos para conseguir un resultado positivo en la ingeniería tisular, ya que sus propiedades intrínsecas determinarán en gran medida las propiedades del propio andamio. No obstante, el método seguido para preparar el andamio influye sensiblemente sobre sus características finales, como puede ser el tamaño y distribución de los poros, el comportamiento de biodegradación, tanto química como mecánicamente, las propiedades de la superficie y la biocompatibilidad del andamio.

Varias familias de polímeros bien conocidos, aprobados por la *Food and Drug Administration* (FDA), así como diferentes técnicas de procesado están siendo estudiadas para producir andamios que, en combinación con cultivos celulares específicos, pueden ofrecer una alternativa para la reparación, sustitución parcial o total de tejidos y/o órganos dañados, con un enorme impacto en la salud y en la calidad de vida del ser humano.[5,9,19]

#### **1.4 POLI( $\epsilon$ -CAPROLACTONA)**

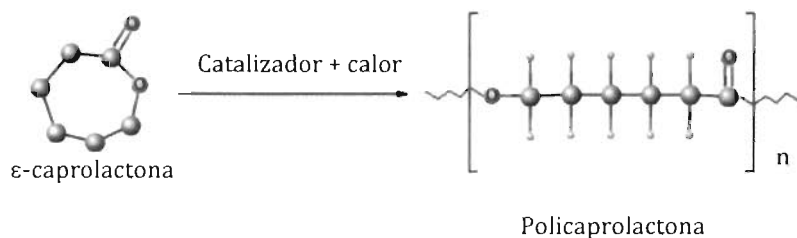
Una de las líneas de aproximación al desarrollo de implantes mediante técnicas de Ingeniería Tisular, incluye la utilización de materiales naturales, tales como colágeno, hidroxiapatita o alginato, entre otros. En muchos casos se trata de constituyentes biológicos de la matriz extracelular con propiedades interactivas naturales, lo que reduce en gran medida las posibilidades de rechazo del implante. Como contrapartida, estos materiales carecen con frecuencia de las propiedades mecánicas adecuadas o, presentan un tiempo de degradación no acorde con su aplicación.[12]

Sin embargo, en los últimos años gran parte de las investigaciones se han centrado en el desarrollo de una amplia variedad de materiales sintéticos, degradables o no, con el propósito de satisfacer las necesidades que los soportes naturales no pueden cubrir. Se trata en general, de polímeros versátiles que permiten el conformado de soportes en distintas formas y tamaños, cuyas

propiedades químicas y mecánicas pueden ser en gran medida controladas y manipuladas [13,14]. La elección de polímeros que sean o no biodegradables depende de la aplicación perseguida para el implante, ya sea una sustitución temporal o un reemplazo permanente del tejido dañado. Los polímeros biodegradables, debido a sus especiales características físico-químicas y biológicas, permiten que sólo el tejido natural reparado permanezca después de la degradación y la reabsorción (por el cuerpo del ser vivo) del polímero. Dentro de los polímeros biodegradables más utilizados en la actualidad, se encuentran los homopolímeros y copolímeros basados en ácido poliláctico (PLA), ácido poliglicólico (PGA) y policaprolactona (PCL) [15, 16, 17].

Para propósitos de este trabajo, se decidió utilizar la PCL, ya que es uno de los polímeros más utilizados en la Ingeniería Tisular, debido a sus propiedades mecánicas, su biodegradación, así como su facilidad de procesamiento.

La PCL pertenece a la familia de los poliésteres, es un polímero semicristalino, con una baja temperatura de fusión, alrededor de los 60 °C, una temperatura de transición vítrea alrededor de los -60 °C. Se sintetiza mediante una reacción de polimerización de apertura de anillo a partir de la  $\epsilon$ -caprolactona, utilizando como catalizador el octanoato de estaño, tal y como se muestra en la figura 1.4 [6, 21].



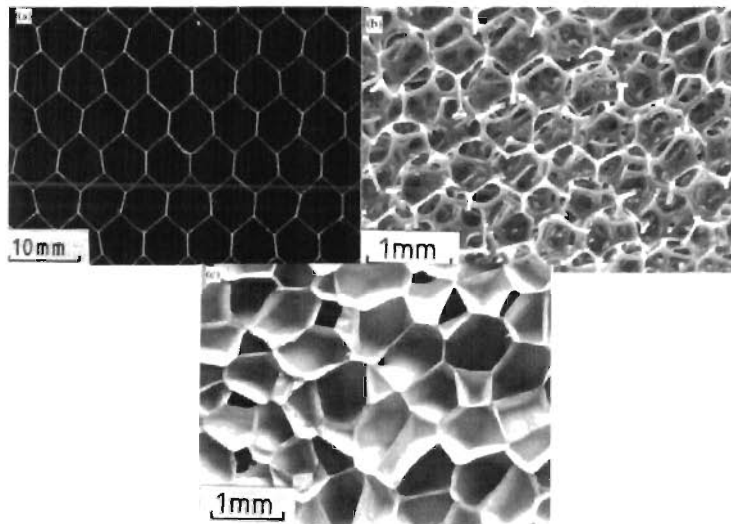
**Figura 1.4. Polimerización por apertura de anillo de la Policaprolactona**

La estructura molecular de la PCL consta de un grupo éster polar y cinco grupos metilenos con características apolares. Estos grupos le confieren a la molécula unas propiedades mecánicas similares a las de los alquenos. Por otra parte, su biodegradabilidad en medios biológicos *in vitro* es consecuencia de la

susceptibilidad de los enlaces ésteres a ser hidrolizados.[21] La cinética de degradación de la PCL es más bien lenta debido a su cristalinidad y a su semejanza estructural con las olefinas.[6]

### 1.5 Materiales Porosos

Las espumas son una de las formas que pueden tomar los sólidos porosos, un sólido poroso es una estructura formada por redes interconectadas de placas o filamentos de un material sólido que rodean un gas. Dentro de la clasificación de los materiales denominados sólidos porosos existen tres tipos de estructuras típicas: panel bidimensional, espuma tridimensional con celdas abiertas y espuma tridimensional con celdas cerradas. [17] En la Figura 1.5 se muestran estas estructuras:



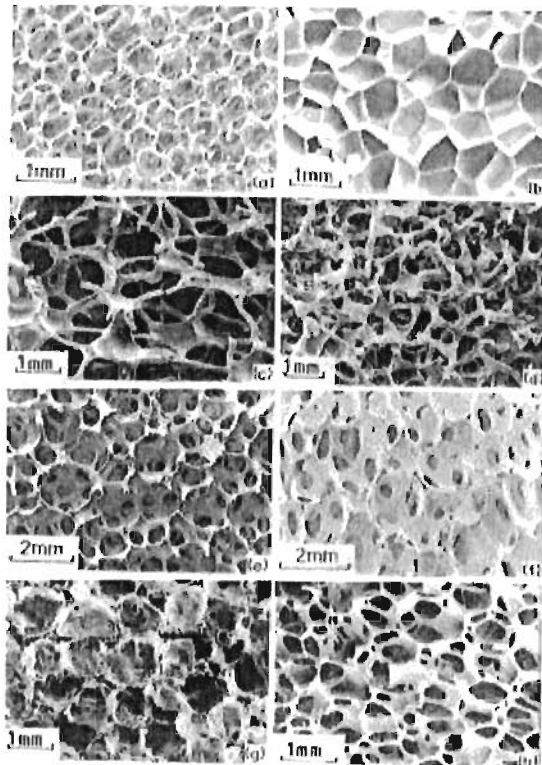
**Figura 1.5. Ejemplos de sólidos porosos: a) panel bidimensional, b) espuma tridimensional con celdas abiertas, c) espuma tridimensional con celdas cerradas.**

Una de las características más importantes que se definen en un sólido poroso es la densidad relativa,  $\rho^*/\rho_s$ ; la cual representa: la densidad del material poroso dividida entre la densidad del sólido del cual están constituidas las paredes de las celdas. El intervalo de densidad relativa en espumas puede variar desde

valores bajos, como 0.001. Las espumas poliméricas usadas para embalaje que va a sufrir impactos, va de valores de 0.05 a 0.2, pasando por el corcho con 0.14. Para maderas suaves van de 0.15 y 0.40. A medida que la densidad relativa aumenta, las paredes de las celdas se hacen más gruesas y, a partir de valores de 0.3 hay una transición en la que el material se considera un sólido conteniendo poros aislados. Casi cualquier material puede ser espumado, sin embargo, los más comunes son los fabricados con polímeros. [22]

Las espumas son muy variadas en cuanto a su forma y arreglos, para ilustrar esto, en la figura 1.6 se muestran imágenes de microscopía electrónica de barrido (SEM) de espumas de algunos materiales.

Debido a la conectividad que existe entre las caras de las celdas, generalmente el material se encuentra en mayor concentración en los vértices que en las caras, por lo tanto, es importante conocer la fracción  $\varphi$  de sólido contenido en los vértices para comprender las propiedades del material.



**Figura 1.6. Materiales porosos tridimensionales: a) poliuretano de celda abierta, b) polietileno de celda cerrada, c) níquel, d) cobre, e) zirconio, f) mulita, g) vidrio, h) espuma de poliéster con celdas abiertas y celdas cerradas.**

Una amplia variedad de materiales porosos de origen natural surgió como resultado de la competencia evolutiva. El tejido poroso se puede encontrar en la mayoría de los seres vivos, por ejemplo en la madera, esponja, la parte trabecular del hueso, corcho, etc. Para comprender el comportamiento mecánico de estos materiales, no sólo es importante el punto de vista teórico, sino también su comportamiento experimental, para así, poder diseñar andamios con las características demandadas para el uso que se le va a dar.

La mayoría de los materiales porosos en ingeniería se clasifican de acuerdo a su topología, conformadas por celdas abiertas o celdas cerradas. [17]

## 1.6 Propiedades mecánicas de las espumas bajo compresión

El comportamiento elástico de una espuma es caracterizado por un conjunto de módulos. Se requieren dos módulos para describir a una espuma isotrópica; generalmente se seleccionan entre el módulo de Young,  $E^*$ , el módulo de corte,  $G^*$ , el módulo volumétrico,  $K^*$ , y la razón de Poisson  $\nu^*$ . Se requieren más módulos si el material es anisotrópico; cinco módulos si la estructura es axisimétrica, nueve módulos si es ortotrópica.[22]

El comportamiento mecánico depende del tipo de celdas, si son abiertas o cerradas. A bajas densidades relativas, en las espumas de celdas abiertas la deformación se lleva a cabo principalmente mediante el pandeo de las paredes de la celda. Conforme la densidad relativa aumenta ( $\rho^*/\rho_s > 0.1$ ) la contribución de la simple extensión o compresión de las paredes de la celda se vuelve más significativa.

En las espumas de celdas cerradas las aristas se pandean y se extienden o contraen, mientras que las membranas que forman las caras de las celdas se tensionan incrementando la contribución a la rigidez en el módulo elástico. Si las membranas no se rompen, la compresión del fluido atrapado dentro de las celdas también contribuirá a incrementar la rigidez.

## 1.7 Celdas abiertas

Al nivel más simple, una espuma de celda abierta puede ser modelada como un arreglo cúbico de miembros de longitud  $l$  y sección transversal cuadrada con lado  $t$ , ver figura 1.7. Al unir las celdas se puede considerar que se juntan los vértices de las adyacentes en los puntos medios de los miembros. Mediante este modelo y la teoría de vigas considerando elasticidad lineal se plantea el módulo de Young mediante la ecuación 1:

$$E^* = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{C_1 E_s l}{t^4} \quad (1)$$

dónde :

$E^*$  = módulo de Young del material celular

$\sigma$  = esfuerzo

$\varepsilon$  = deformación

$E_s$  = módulo de Young del material

$l$  = relación de  $t$  y  $l$

$l$  = longitud de la arista

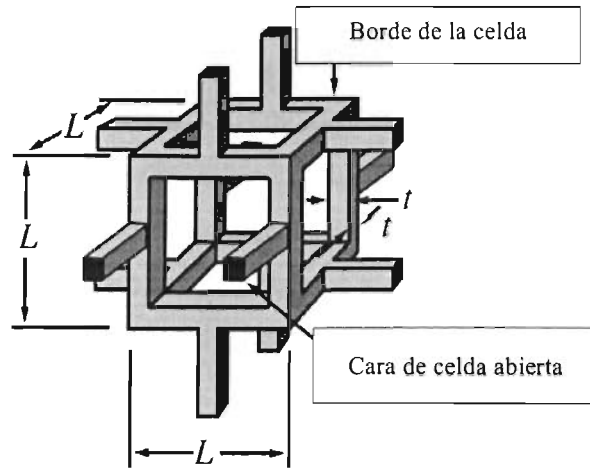
$t$  = espesor del borde

Por otro lado, la relación del módulo de Young del material celular respecto al módulo de Young del material, está dado por la ecuación 2:

$$\frac{E^*}{E_s} = C_1 \left( \frac{\rho^*}{\rho_s} \right)^2 \quad (2)$$

donde  $C_1$  incluye todas las constantes geométricas de proporcionalidad. Cualquier celda equiaxial conduce a este resultado; la única diferencia es el valor de la constante  $C_1$ , que en general su valor es cercano a 1. Sin embargo, hay excepciones, como en espumas de alúmina que se encuentran valores del orden 0.3 [17].

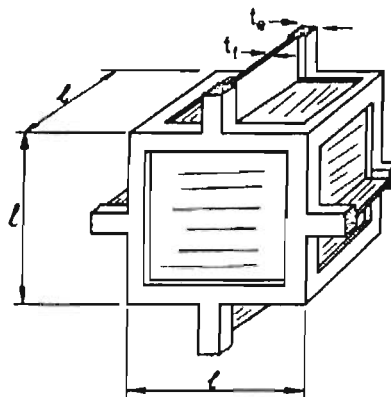




**Figura 1.7. Modelo cúbico simplificado de una espuma de celda abierta**

### 1.8 Celdas cerradas

Las espumas con celdas cerradas son más complejas que las de celda abierta. Cuando las espumas se fabrican a partir de componentes líquidos (un gran número de ellas se fabrican de esta forma), la tensión superficial puede concentrar el material en las aristas, dejando solamente una membrana delgada en las caras de la celda, la cual se rompe fácilmente.



**Figura 1.8. Modelo de celda cúbica cerrada, en donde se muestra el espesor de la arista  $t_0$  y el espesor de la cara  $t_1$**

Aunque las celdas de las espumas son cerradas, su rigidez proviene básicamente de las aristas de la celda y por lo tanto, el módulo es idéntico al de las espumas de celdas abiertas. Sin embargo, no todas las espumas de celda cerrada tienen esta característica, algunos polímeros y vidrios producen espumas en las cuales una considerable fracción de sólido se encuentra en las caras. Esto hace que las caras contribuyan a la rigidez de la espuma; la figura 1.8 muestra el modelo de celda cubica cerrada. [17, 22]

### **1.9 Propiedades Mecánicas**

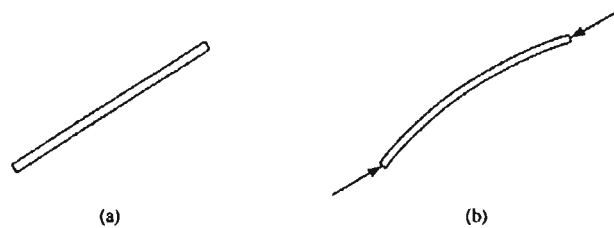
Las espumas pueden fabricarse de casi cualquier material: metales, plásticos, cerámicas, vidrios, etc. Sus propiedades dependen de dos grupos independientes de parámetros. Aquellos que describen la estructura geométrica de la espuma; el tamaño y forma de las celdas, la manera en que está distribuida la materia entre las caras y las aristas y la densidad relativa o porosidad. En el otro grupo se describen las características intrínsecas del material del cual están hechas las paredes de la membrana; en esta sección se analizan estos parámetros.[23, 24]

Las propiedades de las paredes de las celdas más comunes son, la densidad  $\rho_s$ , la conductividad térmica,  $\lambda_s$ , el coeficiente de expansión térmica,  $\alpha_s$ , y el calor específico,  $C_{ps}$ , el subíndice *s* indica que es una propiedad del material sólido de la pared, el superíndice indica una propiedad de la espuma, por ejemplo  $E^*/E_s$  significa "el módulo de la espuma dividido entre el módulo de la pared del material", esto también es conocido como el módulo relativo.[17, 22]

### **1.10 Inestabilidad estructural**

Al considerar el comportamiento de un elemento estructural bajo carga, la capacidad que tiene para soportar diferentes formas de esfuerzo, depende de las

propiedades del material del cual esté fabricado. Sin embargo, los elementos estructurales sometidos a cargas de compresión axial, en general, fallan dependiendo de su geometría, más que de las propiedades del material; por ejemplo, un elemento largo y delgado, como se muestra en la figura. 1.9(a), se doblará con desplazamientos laterales cuando se somete a una carga axial de compresión fig. 1.9 (b).[25]



**Figura 1.9. Pandeo de columna esbelta**

Este fenómeno se conoce como inestabilidad y se dice que el elemento se pandea.

Una columna es un elemento axial sometido a compresión, lo bastante delgada respecto a su longitud. Bajo la acción de una carga gradualmente creciente, el elemento axial se fractura por flexión lateral o pandeo, ante una carga mucho menor que la necesaria para fracturarlo por aplastamiento. Aunque no existe un límite perfectamente definido entre elemento corto y columna, se suele considerar que un elemento a compresión es una columna si su longitud es más de diez veces su dimensión trasversal. Una columna ideal, es un elemento homogéneo de sección recta constante, inicialmente perpendicular al eje transversal, al ser sometida a compresión, debe haber flexión lateral (pandeo) y no aplastamiento. [25]

## 1.11 Teoría de Euler

La primera contribución significativa a la teoría del pandeo de las columnas se hizo en el siglo XVIII por Leonhard Paul Euler (1707-1783). El valor de la carga axial de compresión que es aplicada a lo largo de una columna delgada, tendrá un valor para la cual la columna se flexione súbitamente en alguna dirección, sin poder predecirla. A este valor de carga, se le llama carga de pandeo de la columna.

El hecho de que la columna se pandee en una dirección en particular, implica un grado de asimetría en el plano de pandeo, causada por imperfecciones geométricas y/o imperfecciones del material de la columna. Teóricamente, Euler en su análisis estipuló una columna homogénea y perfectamente recta, a la que se le aplica una carga a lo largo del eje centroidal; por lo tanto, no puede haber pandeo, únicamente habrá compresión axial. Se requiere una definición precisa de la carga de pandeo que puede ser utilizado en el análisis de la columna perfecta. La figura 1.10 representa una columna perfecta la cual es sometida a una carga de compresión  $P$ , la flexión de la columna se produce sola, sin importar el valor de la carga  $P$ . [25,26]

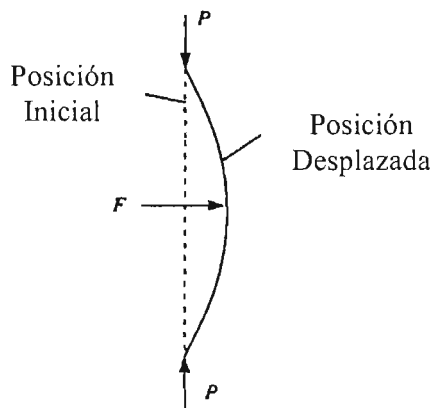


Figura 1.10. Definición de pandeo por carga de una columna.

Es evidente que si  $P$  tuviese un valor de compresión mayor para producir la fluencia del material en la columna, se produciría una falla en el material. Sin embargo, si la columna sufre una pequeña deformación, producida por una carga lateral  $F$ , (independiente del valor de  $P$ ) entonces, los valores de  $P$  se encuentran por debajo de la carga crítica de pandeo  $P_{cr}$ , al remover la carga  $F$ , resulta en un retorno de la columna a su posición original, lo que indica que se encuentra en estado de equilibrio. Cuando  $P = P_{cr}$ , existe un sin número de desplazamientos posibles, la deformación no desaparece y la columna, de hecho, permanece desplazada, siempre que la deformación sea pequeña.[25,26]

### 1.12 Análisis de columna con extremos fijos

Durante el análisis los extremos de las columnas usualmente se encuentran restringidas contra la rotación, es decir, que se encuentran fijas. En la figura 1.11; se muestra una columna que tiene sus extremos fijos y está sujeta a una carga axial de compresión que ha alcanzado el valor crítico ( $P_{cr}$ ), de modo que se encuentra en equilibrio [26]

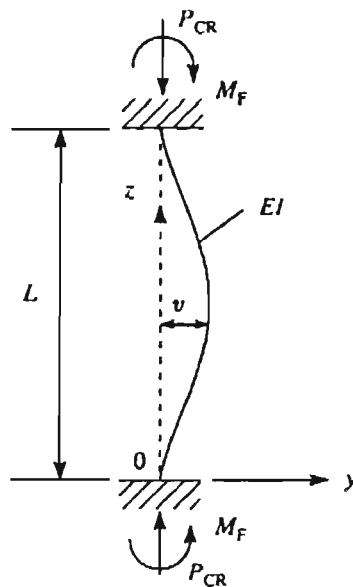


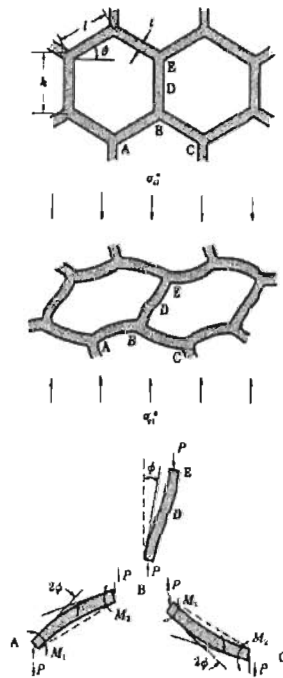
Figura 1.11. Pandeo de una columna esbelta con extremos fijos.

En este caso, los extremos de la columna están sometidos a momentos de flexión  $M_F$ , además de la carga axial. Por lo tanto, el valor de la carga crítica estará dado por la ecuación 4:

$$P_{cr} = \frac{4^2 EI}{L^2} \quad (4)$$

### **1.13 Análisis Lineal de Pared Celular Elástica por Pandeo.**

La deformación elástica lineal de la celda es causada principalmente por la flexión de las paredes de la celda, cada pared se modela como una columna estándar, despreciando la deformación de corte y la compresión axial de la columna, suponiendo que las deformaciones son tan pequeñas que no se producen grandes cambios en la geometría. En la figura 1.12 se presenta el pandeo elástico lineal de la celda, se tomará la sección BE para ser analizada como una columna.



**Figura 1.12 Deformación de la celda por pandeo elástico.**

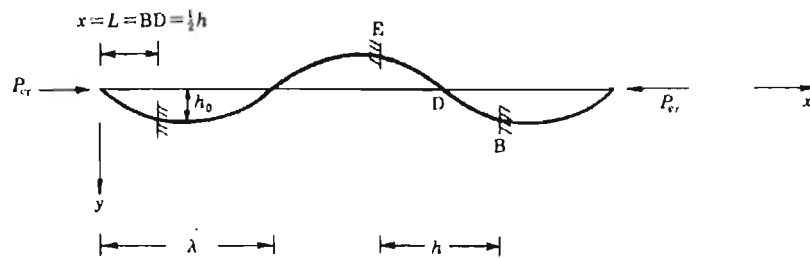
Para propósito de análisis, se considera una columna de longitud  $\lambda$  articulada en ambos extremos y se somete a su carga crítica de pandeo de Euler, ecuación 5, como se observa en la figura 1.13.

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 E_s I}{\lambda^2} \quad (5)$$

La deformación de las columnas se puede escribir:

$$y = h_0 \sin\left(\frac{\pi}{\lambda} x\right) \quad (6)$$

donde  $h_0$  es la deflexión media.



**Figura 1.13. Análisis de la línea elástica de pandeo de la pared celular**

La columna de BE de las figura 1.13, puede ser considerada como la parte empotrada de la columna de longitud  $\lambda$ .

Para determinar esta parte, hacemos coincidir la rigidez rotacional en el extremo final de la columna BE, a la de la columna de longitud  $\lambda$  en el punto  $x = L$ .

En  $x = L$  el momento flexionante (momento) es

$$M = Ph_0 \sin\left(\frac{\pi}{\lambda^2}\right) = \frac{\pi^2 E_S}{\lambda^2} h_0 \sin\left(\frac{\pi}{\lambda}\right) \quad (7)$$

La rotación será:

$$= \frac{dy}{dx} \Big|_{x=L} = \frac{h_0}{\lambda} \cos\left(\frac{L}{\lambda}\right) \quad (8)$$

Al relacionar  $\lambda$  a  $L$  y  $K$ , se puede encontrar la carga crítica en la que la columna se pandea. Se considera como una columna de longitud  $L$  y limitada en sus extremos por medio de resortes de rigidez  $K$ . Se define la constante  $\beta$  que define la forma de las esquinas como:



$$= \frac{L}{\lambda} \quad (9)$$

Por lo tanto la constante del resorte queda:

$$K = \left( \frac{E_s I}{L} \right) \tan \quad \text{dónde:} \quad \tan = \frac{KL}{E_s I}$$

Por ejemplo, para celdas hexagonales:  $L = \frac{1}{2}h$  y  $K = \frac{M}{L} = \frac{4E_s I}{l}$  a  $\tan \beta$  queda:

$$\tan = \frac{2h}{l} \quad (10)$$

Esto da una relación entre  $\lambda$  y  $L$ , que se puede utilizar para determinar la carga de pandeo elástico para el material celular de dos dimensiones.[27]

Sustituyendo  $\lambda = \frac{h}{2}$  en la ecuación 5 se obtiene la carga crítica de pandeo (el asterisco significa cantidades críticas) dada por:

$$P_{cr} = \frac{2E_s I}{\lambda^2} = \frac{E_s b t^3}{3h^2} \quad (11)$$

dónde  $b$  es la altura de la pared de la celda.

Por lo tanto, el esfuerzo crítico de pandeo,  $\sigma^*$ , esta dado por:

$$\sigma^* = \frac{P_{cr}}{2lb \cos} = \frac{E_s t^3}{6l h^2 \cos} \quad (12)$$

dónde  $\theta$  es el cambio del ángulo de la pared celular, durante la deformación elástico lineal que precede al pandeo.

Como ejemplos, en la tabla 1 se muestran valores de  $\beta^*$  para diferentes  $\frac{h}{l}$  [27]:

**Tabla 1. Valores de  $\beta^*$  para los diferentes dimensiones de  $h/l$**

$h/l$	1.0	1.5	2.0
$\beta^*$	$0.343\pi$	$0.380\pi$	$0.403\pi$

### 1.14 Método de Elementos Finitos

Aunque el nombre del Método de Elemento Finito (MEF) se ha establecido recientemente, el concepto se ha usado desde hace varios siglos. El empleo de métodos de discretización espacial y temporal, y la aproximación numérica para encontrar soluciones a problemas ingenieriles o físicos, es conocido desde la antigüedad, el concepto de “elementos finitos” parte de esa idea. Para encontrar vestigios de este tipo de cálculos podríamos remontarnos a la época de la construcción las pirámides egipcias. Los egipcios empleaban métodos de discretización para determinar el volumen de las pirámides. Arquímedes de Siracusa (287-212 a.C.) empleaba el mismo método para calcular el volumen de todo tipo de sólidos, así como las áreas de superficies. En oriente también aparecen métodos de aproximación para realizar cálculos. Así el matemático chino Lui Hui (300 d.C.) empleaba un polígono regular de 3072 lados para calcular longitudes de circunferencias con lo que conseguía una aproximación al número  $\pi$  de 3.1416. El desarrollo de los elementos finitos tal y como se conocen hoy en día, ha estado ligado al cálculo estructural, fundamentalmente en el campo aeroespacial. En los años 40 Richard Courant (1888–1972) [28] propone la utilización de funciones polinómicas para la formulación de problemas elásticos en subregiones triangulares, como un método especial del método variacional de Rayleigh-Ritz para aproximar soluciones. Fueron Turner, Clough, Martin y

Topp[29] quienes presentaron el MEF en la forma aceptada hoy en día. En su trabajo introdujeron la aplicación de elementos finitos simples (barras y placas triangulares con cargas en su plano) al análisis de estructuras aeronáuticas, utilizando los conceptos de discretizado y funciones de forma. El trabajo de revisión de Oden[30] presenta algunas de las contribuciones matemáticas importantes al MEF. Los libros de Przemieniecki[31] y de Zienkiewicz y Hollister[32] presentan el MEF en su aplicación al análisis estructural. El libro de Zienkiewicz y Cheung[33] y Zienkiewicz[34] presenta una interpretación amplia del MEF y su aplicación a cualquier problema de campos. En él se demuestra que las ecuaciones de los Elementos Finitos (EF) pueden obtenerse utilizando un método de aproximación de residuos ponderados, tal como el método de Galerkin o el de mínimos cuadrados. Esta visión del problema difundió un gran interés entre los matemáticos para la solución de ecuaciones diferenciales lineales y no lineales mediante el MEF, que ha producido una gran cantidad de publicaciones hasta tal punto que, hoy en día el MEF está considerado como una de las herramientas más potentes y probadas para la solución de problemas de ingeniería y ciencia aplicada.

Actualmente el método se encuentra en una fase de gran expansión: es ampliamente utilizado en la industria y continúan apareciendo cientos de trabajos de investigación en este campo. Las computadoras han aportado el medio eficaz de resolver la multitud de ecuaciones que se plantean en el MEF, cuyo desarrollo práctico ha ido caminando parejo de las innovaciones obtenidas en el campo de la arquitectura de las computadoras. Entre éstas, además de permitir la descentralización de los programas de EF, ha contribuido a favorecer su uso a través de sofisticados paquetes gráficos que facilitan el modelado y la síntesis de resultados. Hoy en día, ya se concibe la conexión inteligente entre las técnicas de análisis estructural, las técnicas de diseño (CAD), y las técnicas de fabricación.[28]

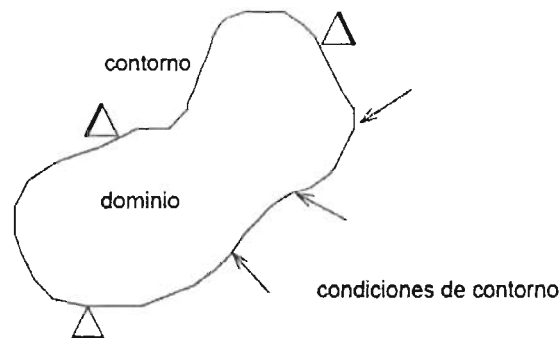
### **1.15 Conceptos generales del método**

La idea general del método de los elementos finitos es la división de un continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de

puntos llamados nodos. Las ecuaciones que rigen el comportamiento del continuo regirán también en el del elemento. De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), que es regido por una ecuación diferencial o un sistema de ecuaciones diferenciales, a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones lineales o no [36].

En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre (figura 1.14):

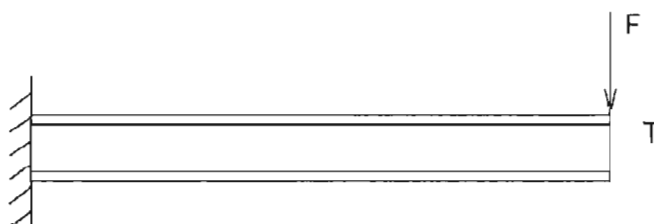
- *Dominio*. Espacio geométrico donde se va a analizar el sistema.
- *Condiciones de contorno*. Variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema: cargas, desplazamientos, temperaturas, voltaje, focos de calor.
- *Incógnitas*. Variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado sobre el sistema: desplazamientos, tensiones, temperatura



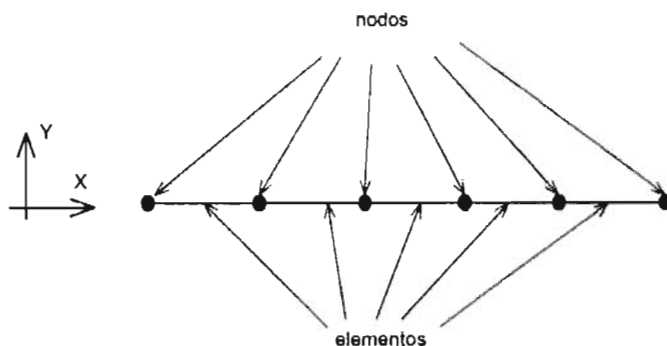
**Figura 1.14. Sistema de análisis**

El método de los elementos finitos supone, para solucionar el problema, el dominio discretizado en subdominios denominados elementos. El dominio se divide mediante puntos (en el caso lineal), mediante líneas (en el caso bidimensional) o superficies (en el tridimensional) imaginarias, de forma que el dominio total en estudio se aproxime mediante el conjunto de porciones (elementos) en que se subdivide. Los elementos se definen por un número discreto de puntos, llamados nodos, que conectan entre si los elementos. Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales del problema. En el

caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de éstos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: tensiones, deformaciones. A estas incógnitas se les denomina grados de libertad de cada nodo del modelo. Los grados de libertad de un nodo son las variables que nos determinan el estado y/o posición del nodo. Por ejemplo, si el sistema a estudiar es una viga en voladizo con una carga puntual en el extremo y una distribución de temperaturas tal y como muestra la figura 1.15, el discretizado del dominio sería como se muestra en la Figura 1.16.



**Figura 1.15. Sistema de viga en voladizo**



**Figura 1.16. Discretizado del dominio (por nodos y elementos)**

Los grados de libertad de cada nodo serán:

- Desplazamiento en dirección  $x$
- Desplazamiento en dirección  $y$
- Giro según  $z$
- Temperatura

El sistema, debido a las condiciones de contorno empotramiento, fuerza puntual y temperatura, evoluciona hasta un estado final. En este estado final, conocidos los valores de los grados de libertad de los nodos del sistema podemos determinar cualquier otra incógnita deseada, como por ejemplo, tensiones y deformaciones. También sería posible obtener la evolución temporal de cualquiera de los grados de libertad. Planteando la ecuación diferencial que rige el comportamiento del continuo para el elemento, se llega a fórmulas que relacionan el comportamiento en el interior del mismo con el valor que tomen los grados de libertad nodales. Este paso se realiza por medio de unas funciones llamadas de interpolación, ya que éstas 'interpolan' el valor de la variable nodal dentro del elemento. El problema se formula en forma matricial debido a la facilidad de manipulación de las matrices mediante la computadora. Conocidas las matrices que definen el comportamiento del elemento (en el caso estructural serán las llamadas matrices de rigidez, amortiguamiento y masa, aunque esta terminología ha sido aceptada en otros campos de conocimiento) se ensamblan y se forma un conjunto de ecuaciones algebraicas, lineales o no, que resolviéndolas nos proporcionan los valores de los grados de libertad en los nodos del sistema. [28]

### **1.16 Elasticidad Lineal. Ley de Hooke Generalizada.**

El comportamiento elástico de un material es la representación lineal de la respuesta de los esfuerzos uniaxiales con respecto a las deformaciones unitarias, el cual fue enunciado por Robert Hooke (1635-1703). El físico inglés Thomas Young (1773-1829) demostró que la constante de proporcionalidad lineal entre el esfuerzo y la deformación, es una propiedad intrínseca del material.

En términos del módulo de Young (módulo de elasticidad  $E$ ), la ley de Hooke puede ser representada como:  $\epsilon_x = E^{-1} \sigma_x$  para una dimensión, para un caso tridimensional se puede generalizar con la siguiente expresión:

$$\sigma_{ij} = \sum_{k,l} C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad (13)$$

Donde  $\sigma_{ij}$  es el tensor de esfuerzos,  $\epsilon_{kl}$  es el tensor de deformaciones y  $C_{ijkl}$  es un tensor de cuarto orden que contiene ochenta y uno constantes elásticas.

Debido a la naturaleza simétrica de los tensores de deformación y esfuerzo, así como a consideraciones energéticas, solamente es necesario conocer veintiuno de estas constantes. Para los casos de simetría elástica, el número de estas constantes se reduce. [41]

Para este análisis, se considerará al material como material isotrópico, (es aquel que tiene las mismas propiedades mecánicas en todas las direcciones), por lo tanto, únicamente se necesita conocer dos constantes elásticas para su análisis.

A continuación se escriben las relaciones esfuerzo deformación para un material isotrópico en función de estas dos constantes, módulo de Young E y la relación de Poisson  $\nu$ .

$$\epsilon_x = \frac{1}{E} \left[ \sigma_x - \nu (\sigma_y + \sigma_z) \right] \quad (14)$$

$$\epsilon_y = \frac{1}{E} \left[ \sigma_y - \nu (\sigma_x + \sigma_z) \right] \quad (15)$$

$$\epsilon_z = \frac{1}{E} \left[ \sigma_z - \nu (\sigma_x + \sigma_y) \right] \quad (16)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{1}{G} \tau_{xy} \quad (17)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{1}{G} \tau_{yz} \quad (18)$$

$$\gamma_{xz} = \frac{1}{G} \tau_{xz} \quad (19)$$

Las ecuaciones 14 a la 19 expresan las relaciones esfuerzo-deformación para un material isotrópico linealmente elástico en términos de tres coeficientes, el módulo de elasticidad E, la relación de Poisson  $\nu$  y el módulo de corte G. Dicho

material en realidad solo se caracteriza por dos constantes independientes, puesto que  $G$  se puede expresar en términos de  $E$  y  $\nu$  como:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (20)$$

### **1.17 Materiales porosos en el Método de elementos Finitos**

Métodos de elementos finitos se emplean extensamente para una predicción de la respuesta mecánica de fluidos y estructuras. [35] Se basan en la aproximación del comportamiento continuo de forma potencialmente compleja, subdividiendo en regiones geoméricamente simples de tamaño finito. Estas subdivisiones son llamadas elemento finito, que son lo suficientemente simples para que se pueden describir analíticamente.[36] Gran número de procedimientos pueden ser aplicados para la predicción de soluciones elásticas o inelásticas, así como la respuesta estática o dinámica del problema. [37]

Debido a su gran versatilidad en lo que respecta al modelado de materiales complejos y comportamiento estructural, los métodos de EF se han aplicado a las simulaciones del comportamiento mecánico de materiales celular. [38]

El método de MEF tiene varias ventajas: es no destructivo y, aunque los ensayos clásicos de caracterización mecánica proporcionan resultados globales, permite conocer la respuesta mecánica en cada punto de integración (por interpolación en cada nodo del método elegido) o sea en cualquier parte del material. [28]

El objetivo de este trabajo es el análisis de las propiedades mecánicas de andamios, tomando como primer biopolímero a la Policaprolactona, por medio de MEF; se hará un modelo tridimensional del andamio, basándose en un andamio real. Por medio del MEF se llevara a cabo el análisis de las propiedades



mecánicas (compresión, módulo de elasticidad y deformación), que se correlacionaran con las propiedades mecánicas obtenidas del andamio real.

Así mismo, se llevara a cabo la caracterización de la porosidad de los andamios de Policaprolactona, esto es requerido, dado que estas dos propiedades tienen gran influencia sobre las propiedades mecánicas del andamio.

## **HIPÓTESIS**

Por medio de un modelo tridimensional de un andamio y usando MEF, se podrá predecir las propiedades mecánicas del andamio, así como hacer un análisis estructural del mismo.

## **OBJETIVO GENERAL**

Caracterización mecánica de andamios elaborados con PCL con oquedades con simetría esférica y baja polidispersidad en diámetro. Modelamiento de estos andamios utilizando elemento finito, para predecir sus propiedades mecánicas.

## **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Elaboración de los andamios con oquedades esféricas y baja polidispersidad en diámetro, del polímero sintético biodegradable de PCL.
- Análisis de porosidad del andamio.
- Determinación de las propiedades mecánicas (módulo elástico, compresión y deformación) del andamio de PCL.
- Elaboración del modelo tridimensional del andamio por medio de un software CAD (diseño asistido por computadora).
- Análisis de las propiedades mecánicas del andamio por medio del método de elementos finitos (MEF).
- Comparación de resultados obtenidos experimentalmente con los de elementos finitos.

## CAPITULO II

### MATERIALES Y METODOS

#### 2.1 MATERIALES

Los materiales utilizados para la elaboración de los andamios fueron los siguientes:

Policaprolactona (PCL): poliéster semicristalino; Capa 6800. La PCL fue adquirida por la compañía Perstorp y sus características se presentan en la Tabla (2):

**Tabla 2. Propiedades Policaprolactona**

Forma física	Pellets de 3mm aproximadamente
Peso Molecular	80,000
Temperatura de Fusión	58 °C - 60 °C
Contenido de agua	< 1.0%
Color de 30% m/m solución (Hazen)	<75%
Elongación de ruptura	800%
Índice de flujo	3g /10 min. Con 2.16 Kg. 1" PVC a 160 °C
Parámetros de solubilidad	$\delta$ es 9.34 – 9.43 (cal/cm <sup>3</sup> ) <sup>1/2</sup>

Polietil Metacrilato (PEMA): elvacite 2043 fue donado por la Universidad Tecnológica de Valencia, en forma de microesferas y fue proporcionado por Lucite International.

Disolvente:

Etanol absoluto (Alcohol Eílico) proporcionado por Jalmek con 99.5% de pureza.

## 2.2 METODOLOGIA

En el presente trabajo se propone un programa de trabajo experimental y teórico, para estudiar una estructura porosa tridimensional que servirá como soporte (andamios) para la adición, diferenciación y proliferación de células que formarán un tejido. Estos soportes están hechos de Policaprolactona. Se determinarán las propiedades mecánicas de los soportes y los porcentajes de porosidad. Los resultados experimentales serán comparados con los resultados que predice un modelo obtenido por elemento finito (FEM).

## 2.3 PREPARACIÓN DE ANDAMIOS

### 2.3.1 Elaboración del andamio.

En la siguiente figura 2.1 se muestra un esquema de la metodología seguida para la elaboración de los andamios.

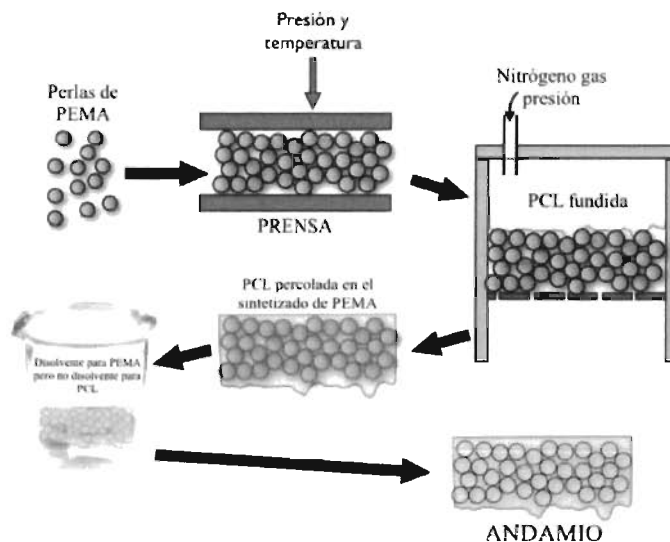


Figura 2.1 Esquema de la metodología para la elaboración de andamios

### 2.3.1.1 Sinterizado

Se caracterizó el tamaño de las perlas de PEMA utilizando un microscopio óptico marca Leyca y el software ImageJ. La metodología fue la siguiente: se colocaron las partículas Elvacite 2043 en un porta muestra y se tomando imágenes en el microscopio óptico utilizando un Zoom de 200x. Para la medida de los diámetros de las perlas de PEMA, se utilizó una regleta graduada teniendo una longitud máxima de 1 mm, con divisiones mínimas de 10  $\mu\text{m}$ .

El porógeno se elabora por medio de la sinterización de las perlas de PEMA, creando un material poroso por el cual fluirá la PCL fundida, ver figura 2.1. Cuando el porógeno se encuentra completamente percolado por la PCL fundida, se deja enfriar hasta que solidifica. Finalmente se extrae el PEMA utilizando un disolvente que únicamente disuelve al PEMA, quedando el andamio de PCL.

Para la obtención del sinterizado (porógeno), se realizaron diferentes pruebas, debido a la dependencia de los parámetros tiempo-temperatura. Para la elaboración de los andamios se tiene un molde de acero inoxidable, el cual se presenta en la figura (2.2), cuenta con 2 cilindros de acero inoxidable de diámetro 30.1 mm, una base y un cuerpo donde se colocan los cilindros. La presión que se dio para sinterizar el porógeno fue utilizando una pesa 938 g.



**Figura 2.2. Molde de acero inoxidable para sinterizados**

Se precalienta la estufa de vacío a la temperatura de 90 °C, el tiempo de precalentado se encuentra en el intervalo de una hora hasta hora y media, se precalienta tanto el molde y la pesa, el control de la temperatura de la estufa es realizada mediante un termopar tipo K, Figura 2.3.



**Figura 2.3. Estufa de vacío**

Se coloca el Elvacite 2043 y se dispersa de manera uniforme dentro del molde figuras 2.4 y 2.5.



**Figura 2.4. Molde y el Elvacite 2043 de ser colocado.**



**Figura 2.5. Elvacite 2043 dentro del molde precalentado.**

Se coloca nuevamente el molde con el sinterizado dentro de la estufa, la pesa se pone sobre el cilindro para ejercer la presión. Se procede a hacerle vacío por un tiempo aproximado de 30 minutos, figuras 2.6 y 2.7.

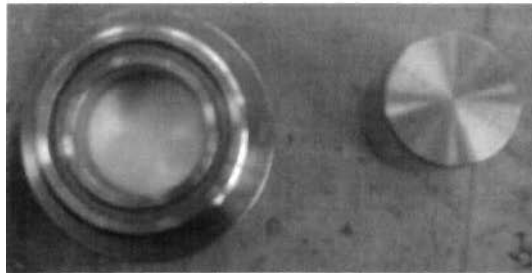


**Figura 2.6. Molde cerrado después de la colocación del Elvacite 2043**



**Figura 2.7. Estufa de vacío, molde y pesa a temperatura a 90 °C**

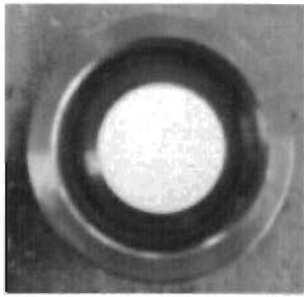
Se retira el molde de la estufa y se deja enfriar a temperatura ambiente, por último el sinterizado es retirado del molde teniendo cuidado de no fracturarlo, figura 2.8.



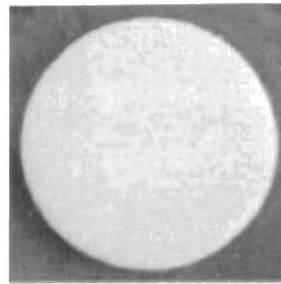
**Figura 2.8. Porógeno dentro del molde**

Se extrae el sinterizado del molde, se guarda etiquetándolo con las condiciones de elaboración para su uso posterior, figuras 2.9 y 2.10.





**Figura 2.9. Extracción del porógeno del molde.**



**Figura 2.10. Porógeno de Elvacite 2043.**

El proceso óptimo (proceso en el cual el sinterizado no se fundía o fracturaba) fue determinado, mediante la variación de cuatro parámetros en las pruebas; al modificar estos cinco parámetros (tiempo, cantidad de material, presión, y temperatura) permitió obtener la textura y estructura deseada del sinterizado; Se debe verificar que la textura de la superficie del porógeno debe ser porosa, ya que esto nos permitirá una fácil inyección de la PCL.

Para el proceso de inyección de PCL, se requirió de un horno el cual fue diseñado y construido en el laboratorio de la Unidad de Materiales del Centro de Investigación Científica de Yucatán, utilizando resistencia de nicromel, figura 2.11, las cuales son conectadas a un variador de voltaje, figura 2.12.



**Figura 2.11. Extracción del porógeno del molde.**



**Figura 2.12. Variador de Voltaje.**

Para el proceso de inyección de la PCL se tiene un dispositivo que nos permite hacer inyección en el porógeno, así también está provisto de una base hueca en la cual se aloja una placa con agujeros distribuidos por donde se permitirá que la PCL fluya con facilidad y la eliminación del exceso de material inyectado, figura 2.13. En la parte superior del molde hay una entrada de gas nitrógeno, en la cual se utiliza para inyectar la PLC a través del sinterizado, figura 2.14.



**Figura 2.13. Tapa de acceso de nitrógeno del molde de inyección de acero inoxidable.**



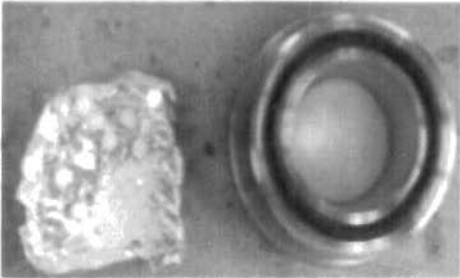
**Figura 2.14. Molde de inyección de acero inoxidable.**

### **2.3.1.2 Inyección de la PCL**

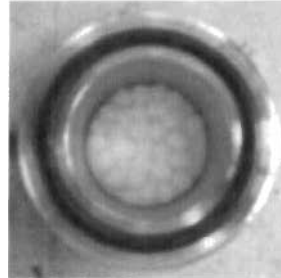
El proceso de inyección de los andamios de PCL es el siguiente:

- ✓ Se colocan unos sellos circulares, los cuales evitaran la pérdida de presión.
- ✓ Se coloca el porógeno dentro del dispositivo de inyección, Se pesan

1 g de PCL se introducen en el contenedor junto con el sinterizado, figura 2.15 y 2.16.



**Figura 2.15. Molde con el porógeno y pellets de PCL.**



**Figura 2.16. Molde con el porógeno y pellets de PCL.**

- ✓ Posteriormente se coloca el molde con los materiales, dentro del horno.
- ✓ La temperatura del horno es llevada dentro del intervalo de 90 °C y 110 °C, una vez que la temperatura se estabiliza se espera un tiempo de 30 minutos para que el polímero se funda, figura 2.17.
- ✓ Después se procede a aplicar la presión utilizando un tanque con gas de nitrógeno. La presión aplicada al sistema fue de 500 kPa,, variando el tiempo de aplicación de la presión.
- ✓ Al terminar el tiempo se retira la presión y se retira el molde dejándolo enfriar a temperatura ambiente, finalmente se retira el material.



**Figura 2.17. Sistema de inyección.**

Las muestras fueron sumergidas en etanol variando el tiempos, de 24 a 72 horas. Las 72 horas permitió la eliminación total del porógeno; finalmente, las muestras son retiradas del etanol y secadas a temperatura ambiente durante 36 horas, para ser analizadas en el microscopio.

## **2.4 Caracterización mecánica**

### **2.4.1 Policaprolactona**

Se llevó acabo la obtención del módulo Elástico de la PCL, basándonos en la norma ASTM D695-02a, la cual se llevó acabo con la maquina universal Shimadzu Modelo - G1, utilizando probetas con una longitud de 10.8 mm y 6.5 mm de diámetro (Figura 2.18), con una celda de carga de 5 kN y una velocidad de cabezal de 10 mm/min.



**Figura 2.18. Probeta de Policaprolactona.**

### 2.4.2 Andamios

La caracterización mecánica del andamio se llevó a cabo bajo la norma ASTM 1621-04a, con el equipo MINIMAT, utilizando muestras que se muestran en la tabla 3; la prueba se llevó a cabo con una velocidad de cabezal de 0.06 mm/min.

**Tabla 3. Tamaño de las muestras de andamios**

Andamios de Policaprolactona		
Muestra	Espesor (mm)	Diámetro (mm)
A <sub>1</sub>	1.52	9.85
A <sub>2</sub>	1.54	9.85
A <sub>3</sub>	1.32	9.85
A <sub>4</sub>	1.14	9.85
A <sub>5</sub>	1.33	9.85

### 2.5 Obtención de Porosidad de los Andamios

La porosidad se midió utilizando métodos gravimétricos. Las muestras fueron pesadas en seco, y luego fueron puestos dentro de agua destilada en un baño de ultrasonido, y posteriormente pesados nuevamente. La porosidad se calcula como el cociente del volumen de los poros entre el volumen total del andamio. El volumen de poros,  $V_{\text{poro}}$ , se deduce de la diferencia entre el peso seco ( $m_s$ ) y muestra húmeda ( $m_h$ ), de acuerdo con la ecuación 17.

$$V_{\text{poro}} = \frac{m_s - m_h}{\text{agua}} \quad (17)$$

## **2.6 Determinación Morfológica del Andamio**

Para determinar la morfología de los andamios, se utilizó Microscopía Electrónica de Barrido (SEM). Las microfotografías de SEM fueron tomadas a la superficie expuesta, con la finalidad de corroborar con mayor precisión la penetración de la PCL y la estructura de los andamios.

## **2.7 Modelo de elementos Finitos**

Para el modelado de elementos finitos se llevó a cabo el diseño de la estructura tridimensional del andamio, en el programa SolidWorks y posteriormente se realizó la simulación en el programa ANSYS.

Para la simulación por el método de elementos finitos se tomarán los datos que se obtendrán de las pruebas experimentales realizadas a los andamios.

## CAPITULO III

### RESULTADOS Y DISCUSIONES

#### 3.1 ANDAMIOS

La técnica utilizada para la obtención de los andamios fue mediante la inyección [39] de la PCL en un porógeno, figura 2.1. En resumen esta técnica consiste en hacer un porógeno a base de perlas de PEMA, las cuales forman un "tapete". A este tapete se le inyecta la PCL, posteriormente se disuelve el tapete quedando el andamio de PCL.

##### 3.1.1 Sinterizado.

El primer paso es la elaboración del porógeno, para logra esto, las perlas del PEMA deben sinterizarse. Se encontró que el proceso de sinterización queda determinado por tres parámetros: temperatura, tiempo y presión.

La temperatura que se utilizó fue de 90 °C, que corresponde a una temperatura de 34 °C por arriba de la Tg del PEMA, aplicando una presión de 13 kPa, durante un tiempo determinado. A 90 °C la superficie de las perlas se encuentran en estado líquido con una alta viscosidad, al aplicar la presión hace que se fundan superficialmente entre ellas. El tiempo de aplicación de la presión de 13 kPa a las perlas de PEMA, hará la diferencia en el espacio vacío entre-perlas, dando como resultado la diferencia de quedades en los andamios. El tiempo óptimo que se encontró fue 30 minutos, ya que para tiempos menores no se logró obtener un sinterizado, sino simplemente una compactación, y para tiempos mayores las perlas se funden completamente. En resumen, los parámetros de tiempo y temperatura, se mantuvieron constantes, variando únicamente la presión.

### 3.1.2 Inyección.

Durante el proceso de inyección se observó que también los tres parámetros controlados en durante la sinterización (tiempo de inyección, temperatura y presión) deben ser controlados en este proceso.

La temperatura y el tiempo de inyección son los parámetros que afectan directamente al proceso, ya que la viscosidad de la PCL fundida depende de la temperatura y a su vez, de alguna manera, el tiempo de inyección depende también de la viscosidad, o sea, de la temperatura. Esto quiere decir que hay una relación tiempo-temperatura para la viscosidad. Entre más viscoso es el fundido de la PCL, mayor es el tiempo de inyección y viceversa. Para el sistema de inyección que se utilizó (sección proceso de inyección del capítulo 2), la temperatura fue de 100 °C aplicada durante 15 min. Estos dos valores funcionaron para todos los grados de sinterizado. Posiblemente se puedan optimizar estos dos parámetros para cada grado de sinterizado, pero para este trabajo no fue necesario. Se optimizó la cantidad de PCL adecuada para la obtención del andamio, sin que se presentara un exceso o faltante, esta fue de 1g. Al término de cada proceso de inyección se llevó a cabo la extracción del porógeno, en el cual cada muestra se colocó en etanol por un periodo de 72 horas. [39]

Previo al proceso de elaboración del sinterizado, se llevó a cabo un tamizado de las perlas de Elvacite 2043, obteniendo un tamaño de poro entre 180  $\mu\text{m}$  y 155  $\mu\text{m}$  con un promedio de tamaño de perlas de 163.5  $\mu\text{m}$ . Este promedio indica que la polidispersidad del tamaño de las perlas, esta levemente sesgada hacia los tamaños menores, ya que el promedio aritmético es de 167.5  $\mu\text{m}$ . La precisión con que se midió el tamaño de las perlas fue de  $\pm 2.17 \mu\text{m}$ .



### 3.2 CARACTERIZACIÓN MORFOLÓGICA DEL ANDAMIO

En las figuras 3.1 (a, b, c, d y e) se muestran las imágenes obtenidas por el microscopio electrónico de barrido para las cinco muestras, en su superficie expuesta. La técnica empleada en la fabricación, proporciona andamios con una estructura altamente porosa, donde la interconexión entre los poros es apreciable, así también la formación adecuada de los cuellos de los poros. Las zonas oscuras observadas son debidas a las diferentes capas que conforman el andamio, dando la apariencia de una esponja o una espuma polimérica, con esto comprobamos que la penetración de la PCL en el porógeno fue efectiva.

La porosidad se define como el espacio vacío que existe en el andamio. Estos parámetros se mido como se explica en la sección 2.4 del capítulo 2. Los resultados obtenidos de los porcentajes de porosidad de los andamios se presentan en la tabla.3.1

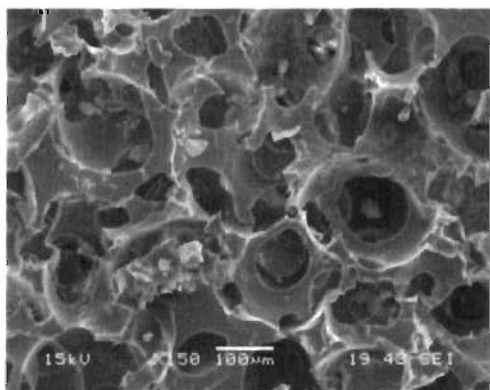
**Tabla 4 Lote de andamios sometidos a cálculos de porosidad**

Porosidad (%)	
muestra	% Porosidad
A <sub>1</sub>	65.22 ± 0.12
A <sub>2</sub>	72.51 ± 0.29
A <sub>3</sub>	77.37 ± 0.15
A <sub>4</sub>	79.54 ± 0.18
A <sub>5</sub>	82.37 ± 0.15

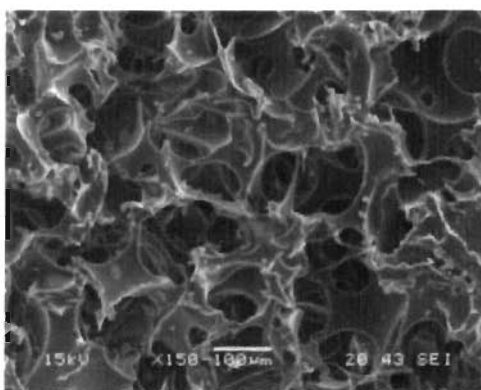
Con este procedimiento de la elaboración de estos andamios, no se pueden obtener porosidades mayores a 85%, debido a que la viscosidad de la masa fundida de la PCL no fluye al interior de los sinterizados más compactos, dando como resultado una capa superficial de la PCL en la parte superior del sinterizado.

En la figura 3.1a se muestra el andamio A<sub>1</sub>, el cual tiene la porosidad más baja, que fue de 65.22%. En ellos se observa una baja interconectividad entre dos o tres poros vecinos, así como sus cuellos presentan un mayor espesor en comparación con el resto de los andamio, El andamio A<sub>5</sub> (figura 3.1e), el cual se

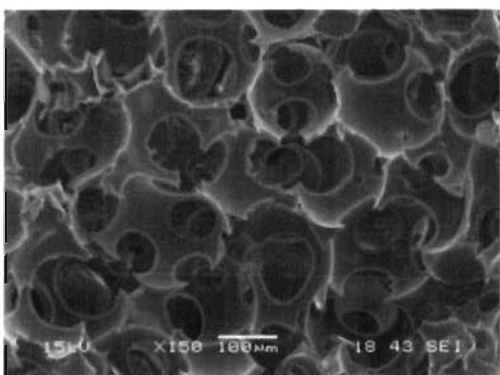
obtuvo con la porosidad más alta de 82.37%, presenta una alta interconectividad entre los poros y una interconexión entre tres a cuatro poros vecinos, así como la formación de cuellos de poro más delgados. Estos cambios en la estructura, tanto como la interconexión entre los poros, como el espesor en la formación de los cuellos de poros, es atribuido a las características del sinterizado, ya que como se mencionó anteriormente, la formación estructural del andamio y la porosidad dependen directamente de la sinterización de las perlas de PEMA y la inyección de la PCL.



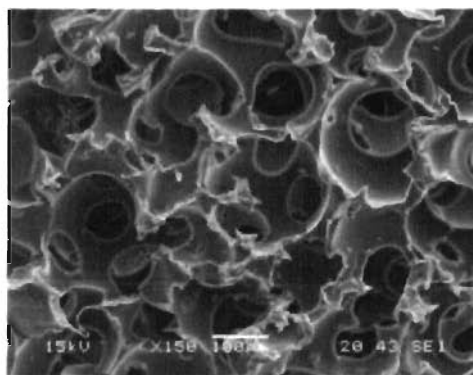
**Figura 3.1a. A<sub>1</sub>Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 65.22%.**



**Figura 3.1b. A<sub>2</sub>Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 72.51%.**

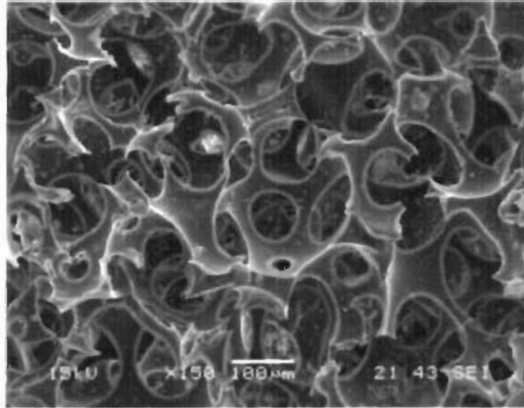


**Figura 3.1d. A<sub>4</sub>Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C, Porosidad: 79.54%.**



**Figura 3.1c. A<sub>3</sub>Vista (25x – 1 mm) andamio PCL 15 min., 100 C Porosidad: 77.37%.**

El andamio A<sub>2</sub> (figura 3.1b), presento una porosidad de 77.73% y el andamio A<sub>3</sub> (figura 3.1c), presento una porosidad de 79.54%, en ambos se observa una buena interconexión entre los poros, con una estructura semiesférica bien definida, con cuellos de poros con espesores similares. El andamio A<sub>4</sub> (figura 3.1d), se observan cuellos de poro más delgados, con una alta interconexión, su porosidad es baja en comparación con el andamio A<sub>5</sub> (figura 3.1e), esto fue debido a que en este la PCL se distribuyó homogéneamente en todo el sinterizado.



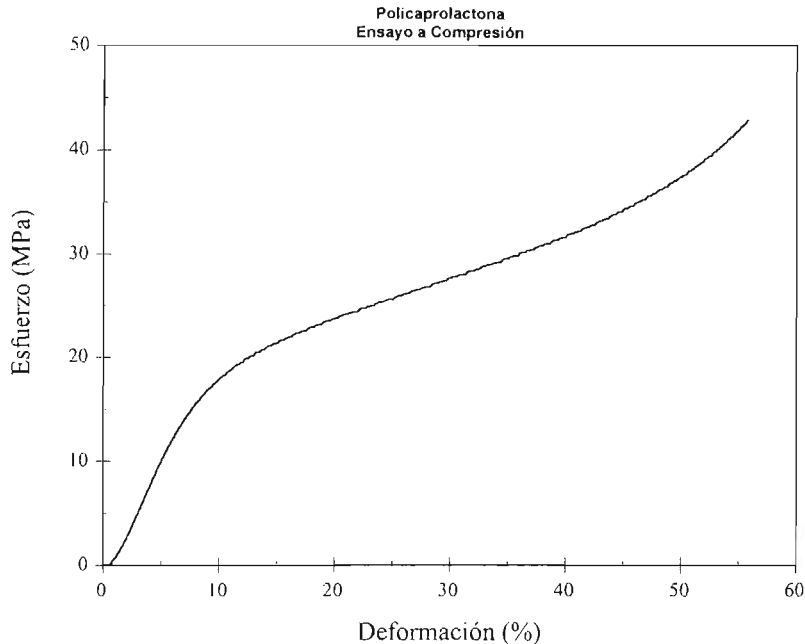
**Figura 3.1e. A<sub>5</sub>Vista (25x – 1 mm)  
andamio PCL 15 min., 100 C  
Porosidad: 82.37%**

### **3.3 PROPIEDADES MECANICAS**

#### **3.3.1 POLICAPROLACTONA**

En la figura 3.2, se presenta la gráfica esfuerzo-deformación a compresión de la PCL. Al observar el intervalo de 0% al 7% de deformación, el comportamiento de la gráfica es lineal, lo cual nos indica la zona elástica del material. En el intervalo del 15 % al 50% de deformación se presenta la zona plástica. Se observa la densificación de la PCL a una deformación del 50% ocasionado por la compresión. Con lo presentado en la gráfica observamos que es un material dúctil, ya que exhibe una amplia deformación en el intervalo plástico, antes de la densificación.

De la gráfica se determinó el módulo elástico a compresión de la PCL, obteniéndose un valor de 236.9 MPa. Este valor concuerda con lo reportado en la literatura [28, 40] considerando la masa molecular.



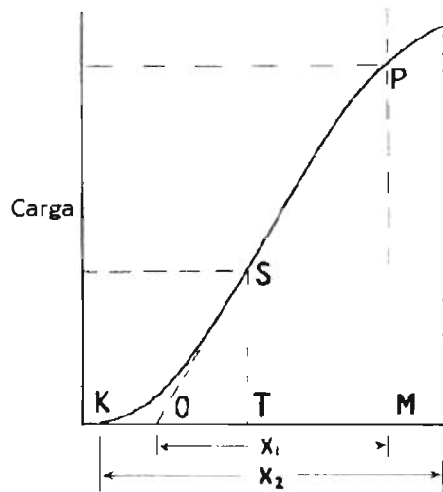
**Figura 3.2. Diagrama esfuerzo – deformación a compresión de la PCL**

### 3.3.2 Propiedades Mecánicas de los Andamios

La figura 3.4 se presentan las gráficas de esfuerzo como función de la deformación para los cinco andamios. Estas gráficas corresponden a curvas típicas de un material poroso, las cuales presentan tres zonas (Gibson & Ashby, 1988): la zona elástico lineal, la cual es producida debido a la flexión de la paredes de los poros a bajos esfuerzos, la zona plástica o zona de colapso, la cual se presentan en la gráfica como el alargamiento prologando de la curva. Los mecanismos asociados con la zona de colapso son diferentes dependiendo de las propiedades del material poroso; para materiales porosos dúctiles (como la PCL) esta zona de colapso es debido al pandeo plástico de las paredes de los poros, y la última zona, la zona de

densificación en donde la tensión aumenta abruptamente debido al empaquetamiento del material poroso (Triantafillou & Gibson, 1990).

Para la obtención de los valores del módulo de Young a compresión, se utilizó la norma ASTM D1621-04a, la cual dice, que se extiende una línea recta a la línea de carga cero donde comienza la zona más lineal en la curva de carga - deformación. Esto establece la deformación cero o punto de deformación cero (punto O en la figura 3.3). Para calcular el módulo a compresión, se elige cualquier punto a lo largo de la recta de la curva de carga - deformación (punto S en la figura 3.3) y se mide la deformación en ese punto (Distancia OT).  $x_1$  representa el 10% de la deformación,  $x_2$  representa aproximadamente el 13% de deflexión y el punto P representa el punto de fluencia en la curva carga - deformación.

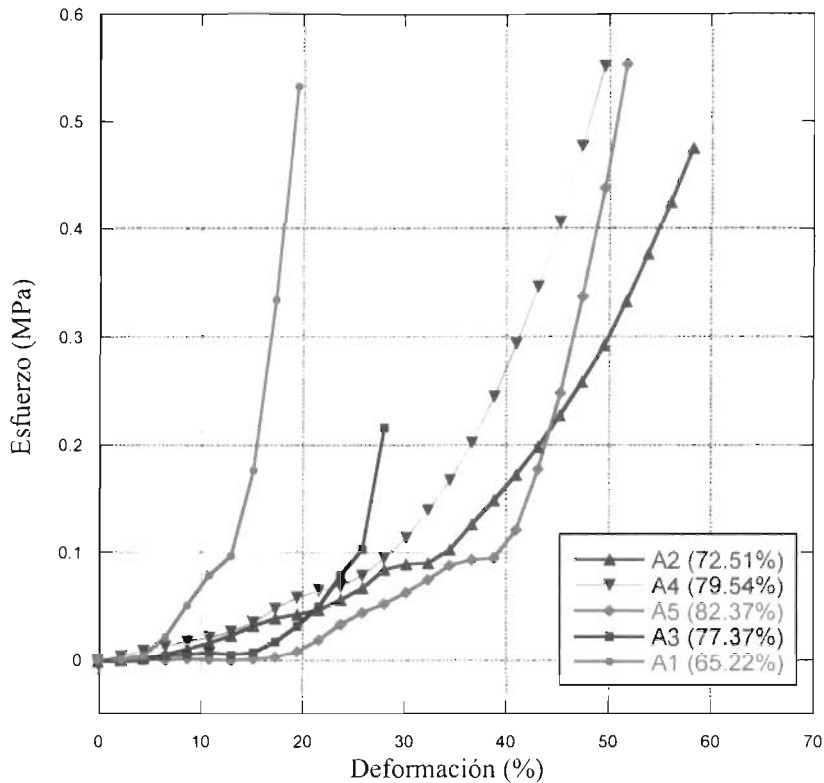


**Figura 3.3. Grafica de cálculo de módulo a compresión en los andamios**

De esta forma, se llevaron a cabo las medidas de los módulos de los andamios. Para cada andamio, fue diferente el valor de deformación correspondiente al punto "O" de la figura 3.3, desde  $A_1$  con 5% hasta  $A_5$  con el 25%, como se muestra en la figura 3.4.

Al observar las pendientes de las curvas se aprecian diferencias en los procesos de falla. Uno de los parámetros que gobiernan dichos procesos es el porcentaje de porosidad de los andamios. Se puede observar que el andamio  $A_3$  falla a deformaciones relativamente pequeñas (entre el 17% y 25 % de deformación). Los otros cuatro son capaces de resistir cargas mucho mayores. Sin embargo, el andamio  $A_1$  tiene una rigidez mayor que los demás. En el caso del andamio  $A_2$  que tiene una porosidad de 72% se observa gráfica que sufre una deformación mucho mayor antes de fallar. La diferencia principal entre los andamios  $A_2$ ,  $A_4$  y  $A_5$  está en la zona de colapso pues la deformación total observada para el andamio  $A_2$  es mucho mayor. Si se compara el porcentaje de porosidad de los andamios  $A_2$  y  $A_4$ , éste último tiene un porcentaje mayor, sin embargo, el andamio  $A_5$ , que posee un porcentaje de porosidad mayor que el  $A_4$ , soporta cargas mayores. Dicha diferencia puede atribuirse a que en el andamio  $A_2$ , el espesor de las paredes es menor que el del andamio  $A_5$ . La curva correspondiente al andamio  $A_1$  presenta una zona elástica reducida y su zona de colapso es pequeña en comparación con las otras curvas, este comportamiento se lo atribuimos a la porosidad del andamio la cual es de 65.22%. Los andamios  $A_4$  y  $A_3$  los cuales constan con 79.54% y 77.37% de porosidad respectivamente, presentan de igual manera la disminución o aumento de sus zonas tanto elásticas como de colapso en relación con su porosidad. Se observa que el aumento o disminución de la pendiente es afectado directamente por la porosidad del andamio, pues entre mayor

## ANDAMIOS



**Figura 3.4. Grafica esfuerzo – deformación a compresión de los andamios.**

sea la porosidad menor será la pendiente y viceversa. Esto es debido a que al aumentar la porosidad, las paredes de los poros en la estructura disminuyen ocasionando el colapso de las mismas.

Finalmente, todos los andamios presentan la zona de densificación, donde se observa una clara recuperación del esfuerzo a compresión, ocasionado por la densificación del material poroso.

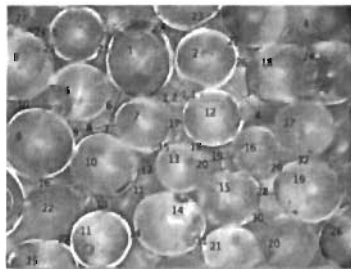
El andamio A<sub>1</sub> con una porosidad del 65.22% con un valor de módulo a compresión de  $0.68 \pm 0.21$  MPa, posee la porosidad más baja con cuellos de poro de mayor espesor, al compararlo con el andamio A<sub>5</sub> el cual tiene una porosidad del 79.58%, con un módulo a compresión de  $0.18 \pm 0.07$  MPa. Por lo tanto, se puede decir que la disminución del módulo a compresión está directamente relacionado con la porosidad, esto quiere

decir, que entre más alta sea la porosidad, menor será el módulo a compresión.

### 3.4 Modelado de los Andamios

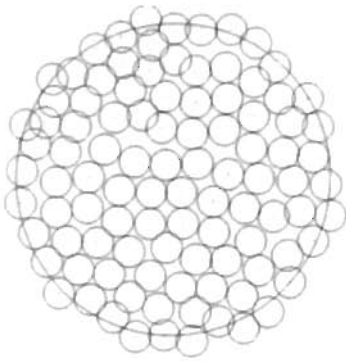
Para obtener una mejor comprensión de las propiedades mecánicas de los andamios, especialmente de la dependencia del módulo con los factores geométricos característicos (porosidad) se realizó un modelo mediante la aplicación del método de Elementos Finitos, el cual se basa en la hipótesis del comportamiento elástico lineal y la teoría de pequeñas deformaciones.

Se propone un modelo con la configuración del andamio del cual se diseñó una estructura aproximada al andamio real. Éste fue obtenido experimentalmente, y se generó mediante la utilización del software SolidWorks. Cabe mencionar que el modelo fue en tres dimensiones. Para la representación tridimensional se consideró la conformación del sinterizado utilizados para la obtención de los andamios, midiendo los tamaños de las perlas de PEMA y el ordenamiento en que estas se encontraban, figura 3.5, se realizaron diferentes bosquejos para el diseño de los modelos en 3D. En las figuras 3.6a y 3.6b se muestran dos de los arreglos utilizados, las circunferencias más pequeñas representan a las perlas de PEMA, siendo este arreglo la parte inferior o base del sinterizado.

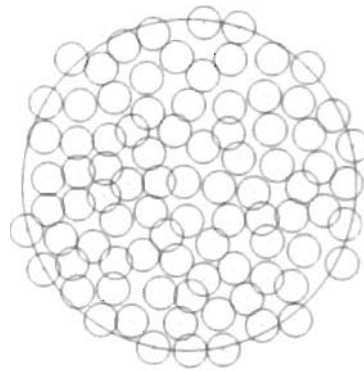


**Figura 3.5. Medición del Sinterizado de perlas de PEMA**

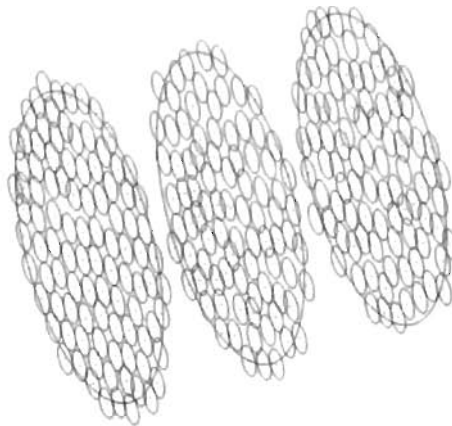




**Figura 3.6a. Representación bidimensional de las perlas de Elvacite 2043.**

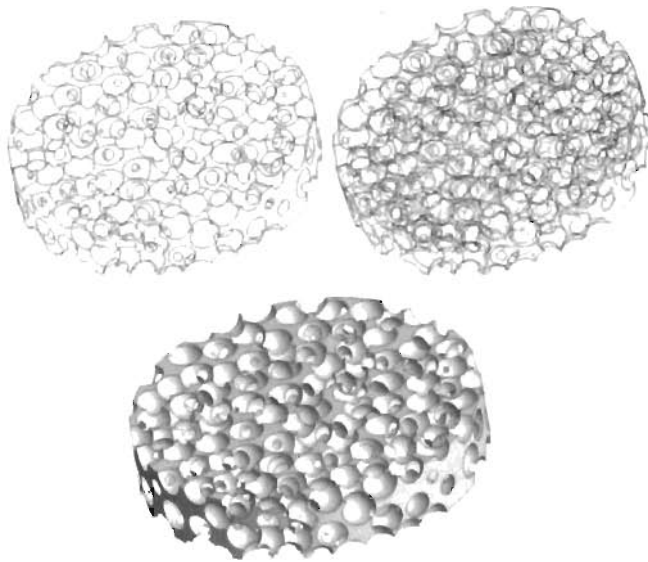


**Figura 3.6b. Representación bidimensional de las perlas de Elvacite 2043.**

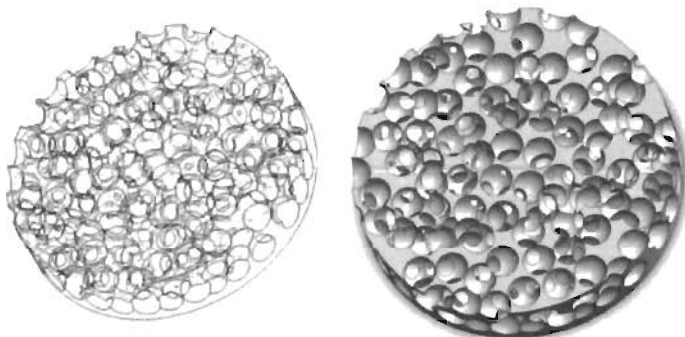


**Figura 3.7 Representación tridimensional de las perlas de Elvacite 2043.**

En las figuras 3.7 se presentan las incorporación de tres de los arreglos bidimensionales, estos arreglos se colocaron en un cilindro solido en diferentes planos a la misma distancia uno de otro, en cada uno de los arreglos se hicieron cortes de revolución tomando como referencia las circunferencias más pequeñas que representan las perlas de PEMA, se realizó la misma acción en cada plano, y de esta manera se obtuvo la estructura porosa. Con esta conformación se realizó una configuración única para cada uno de los modelos. La disposición aleatoria de los arreglos bidimensionales se debido a que se trató de reproducir lo más posible el arreglo estructural de los andamios obtenidos de manera experimental.



**Figura 3.8. Modelo I Tridimensional del andamio elaborado en SolidWorks.**

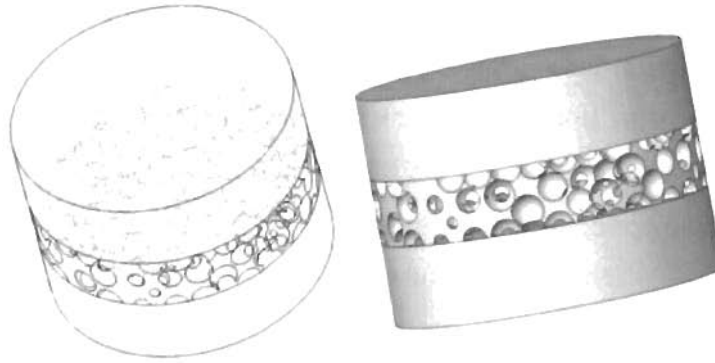


**Figura 3.9. Modelo II Tridimensional del andamio elaborado en SolidWorks.**

En las figura 3.8 y 3.9, se presentan los modelos tridimensionales I y II, obtenidos con los bosquejos bidimensionales elaborados a partir de los sinterizados, cada uno de los modelos consta de una configuración única, respecto al ordenamiento de las oquedades.

En la figura 3.8, se presenta el modelo I, está constituido por una distribución de oquedades diferentes en comparación con el modelo II, siendo su principal distintivo que este no cuenta con una zona no porosa en la base, o sea, que es poroso en su totalidad, se llevó acaba esta variante en el modelo para

poder observar si la base sólida afecta de manera significativa en las propiedades mecánicas de los andamios. En la figura 3.9, se presenta el modelo II, el cual consta de un arreglo estructural diferente al del modelo I, esto con el fin de corroborar que los arreglos estructurales de las oquedades no influyen de forma significativa en las propiedades mecánicas del andamio.



**Figura 3.10. Modelo II Tridimensional del andamio con placas sólidas, elaborado en SolidWorks.**

En la figura 3.10 se presenta el modelo II de los dos modelos previamente descritos, al cual se le agregaron dos placas cilíndricas, ambas fueron colocadas una en la parte superior y otra en la parte inferior del andamio, esto, con el propósito de asemejar el método experimental (caracterización mecánica) al cual fueron sometidos los andamios.

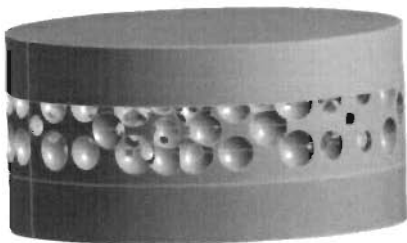
Para los modelos elaborados en SolidWorks se calcularon los porcentajes de porosidad, este cálculo se realizó por medio de diferencia de volúmenes, es decir, que se tomó el volumen del modelo sólido, y se sustrajo el volumen del modelo ya poroso.

### **3.5 Análisis de Elementos Finitos**

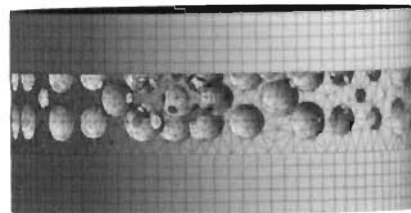
El análisis por el método de elementos finitos se llevó a cabo en el programa de computadora ANSYS Workbench; en el cual se realizó el análisis de los dos modelos tridimensionales. El modelo II (figura 3.11), se presenta la geometría tridimensional utilizada para su análisis por elemento finitos, la cual está

constituida por la estructura porosa (andamio) en la parte central, y en la parte superior e inferior se ensamblaron las dos piezas de cilíndricas sólidas.

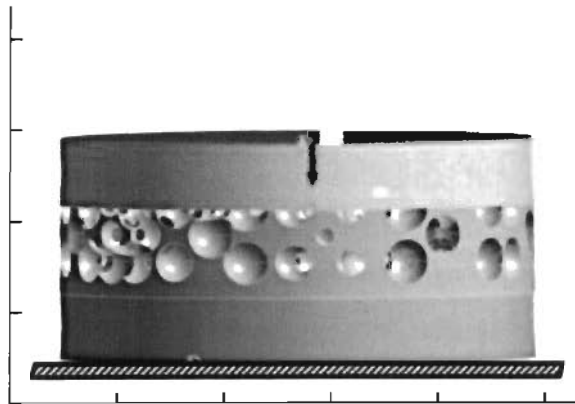
En la figura 3.12, se presenta la geometría ensamblada del andamio, con el mallado para el análisis estructural, la discretización del mallado se realizó utilizando elementos de geometría triangular para la estructura porosa y, elementos isoperimétricos hexaédricos para ambos cilindros sólidos. El ensamble completo ya mallado tiene alrededor de 110,000 nodos y 43,000 elementos, debido a que se tiene una geometría con estructura discontinua, por lo tanto, al tener una mayor cantidad de nodos y elementos se logra obtener un resultado más preciso en las zonas más asimétricas de la estructura.



**Figura 3.11. Geometría del Modelo II.**



**Figura 3.12. Mallado del Modelo II.**



**Figura 3.13. Condiciones de análisis**

En la figura 3.13, se presentan las condiciones de análisis estático estructural del andamio, y en la tabla 3.2 las propiedades de la PCL. A las placas

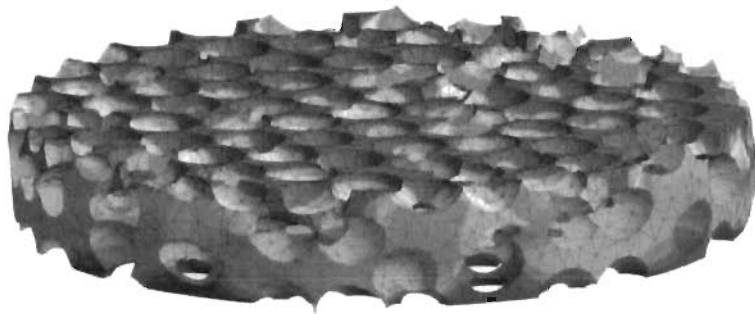
cilíndricas se les asigno las propiedades del acero, esto debido a que se requería de un material más rígido para resistir la carga y este no se deforme.

**Tabla 5 Propiedades de la PCL para el análisis por elementos finitos.**

Propiedades PCL	
Moduló de Young	236.91 MPa
Razón de Poisson	0.3
Densidad	1.28 Kg/mm <sup>3</sup>

En las figuras 3.14 y 3.15 se presenta el resultado del análisis de la deformación elástica de los dos modelos, en escala de colores, el color rojo representa el valor máximo y el color azul el valor mínimo de deformación a compresión.

En la figura 3.14 se presenta el modelo I, con un 71% de porosidad y un módulo elástico a compresión de 0.56 MPa. En la figura 3.14 observamos el modelo II, el cual, consta de una porosidad de 65.5% y un módulo elástico a compresión de 0.73 MPa.



**Figura 3.14 Deformación Modelo I.**

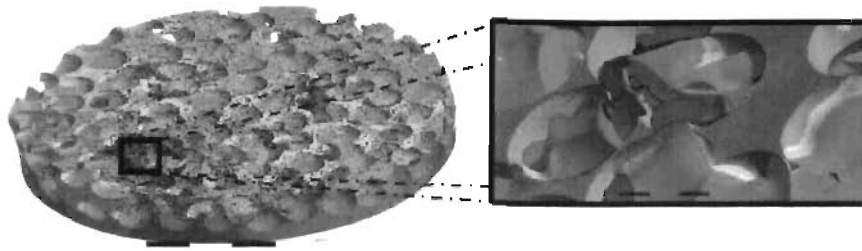


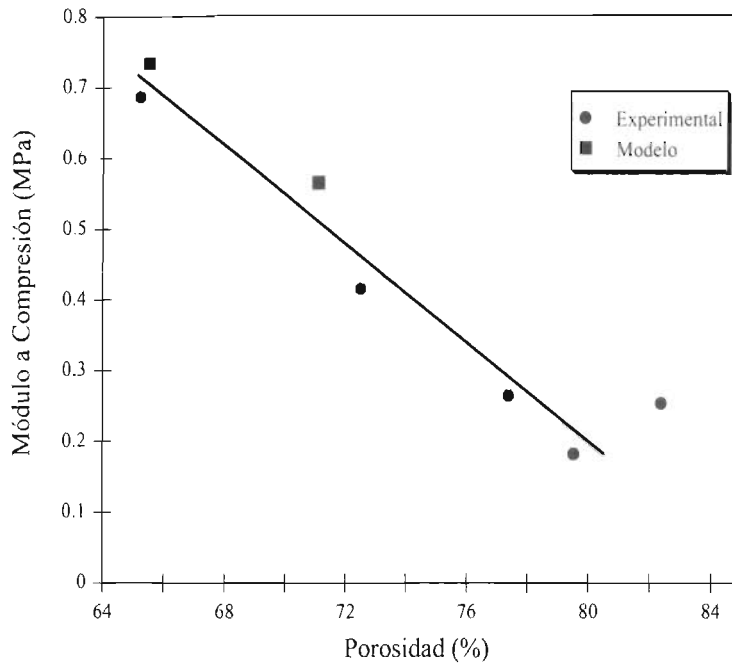
Figura 3.15 Deformación Modelo II.

### 3.6 Comparación de Resultados

Tabla 6. Tabla de resultados del módulo a compresión-porosidad de los andamios.

Andamios	Modulo Compresión $E_c$ (MPa)	Porosidad (%)
A <sub>1</sub>	0.687	65.22
A <sub>2</sub>	0.4156	72.51
A <sub>3</sub>	0.265	77.37
A <sub>4</sub>	0.184	79.54
A <sub>5</sub>	0.254	82.37
Modelo I	0.565	71.08
Modelo II	0.734	65.5

En la tabla 6 se presenta la relación de resultados obtenidos de los experimentos mecánicos de los andamios reales y de los resultados obtenidos por el modelo de los andamios evaluados en ANSYS. Se observa que la tendencia entre el aumento de la porosidad y la disminución del módulo a compresión se presenta tanto en los andamios obtenidos de manera experimental como en los modelos elaborados y analizados en los programas de computadora. Basándonos en estos resultados podemos afirmar que los resultados obtenidos mediante el análisis de elementos finitos son válidos, ya que los resultados cumplen la tendencia del aumento de porosidad con la disminución del módulo y viceversa, como en los andamios reales.



**Figura 3.16. Diagrama modulo a compresión - porosidad de los andamios.**

En la figura 3.16 se presenta la gráfica de módulo a compresión como función de la porosidad del andamio. Se observa la relación inversamente lineal que existe entre estos dos parámetros tanto experimentalmente como para el modelo. También se observa una excepción en la parte experimental, la cual corresponde al andamio con una porosidad de 79.58%, su módulo a compresión es menor respecto al andamio de porosidad del 82.37%. Esta discrepancia se atribuye a que el espesor del andamio de menor porosidad es menor en comparación del que tiene mayor porosidad, por lo tanto el colapso de las paredes de los poros se produce a cargas menores. Esto implica una región elástica menor con respecto al de mayor porosidad.

## CONCLUSIONES

- Se logró la sinterización de un porógeno adecuado para la obtención de un andamio, encontrando que la temperatura es el parámetro más importante durante el procesamiento del sinterizado. Una temperatura elevada provocaba la fusión de las perlas de PEMA, una temperatura baja no era suficiente para que se llevase a cabo la sinterización entre ellas. Se encontró que la temperatura ideal para la sinterización fue de 90 °C, obteniendo un buen porógeno.
- Se implementó la técnica de elaboración de los andamios. La temperatura, como el tiempo de inyección fueron los parámetros que más afectaron el proceso, para la obtención de una estructura porosa. Los valores de estos parámetros fueron de 100 °C y de 15 min a 20 min. Se determinó que la cantidad de PCL adecuada para la obtención del andamio, sin que se presentara un exceso o faltante fue de 1g.
- Se obtuvo una morfología con poro de geometría semiesférica con alta interconectividad y los porcentajes de porosidad en los andamios, dependen directamente del grado de compactación de las perlas de PEMA en el sinterizado.
- La porosidad influye directamente sobre las propiedades mecánicas del andamio, es decir, que conforme la porosidad aumenta el módulo a compresión disminuye. Se obtuvieron andamios con porosidades en un intervalo de 65% - 83%; con módulos a compresión dentro de un intervalo de 0.687 a 0.18 MPa respectivamente, siguiendo la tendencia aumento de porosidad – disminución del módulo a compresión.
- Se obtuvieron dos modelos tridimensionales del andamio, por medio de un diseño representativo de la estructura real de los andamios obtenidos experimentalmente.



- Los resultados obtenidos por el análisis de elementos finitos fueron concordantes con los resultados experimentales. Esto quiere decir que la utilización de modelos computacionales para observar el comportamiento mecánico de andamios, es completamente posible.

## REFERENCIAS

1. M. Lebourg, R. Sabater Serra, J. Más Estellés, F. Hernández Sánchez, J. Gómez Ribelles, J. Suay Antón; "Biodegradable polycaprolactone scaffold with controlled porosity obtained by modified particle-leaching technique" ; J Mater Sci: Mater Med (2008) 19:2047–2053
2. Cato T. Laurencin, Lakshmi S. Nair; Nanotechnology and Tissue Engineering, The Scaffold; Foreword by C.N.R. Rao;
3. Ulrich Meyer, Thomas Meyer, Jörg Handschel, Hans Peter Wiesmann; Fundamentals of Tissue Engineering and Regenerative Medicine; Springer.
4. Tetsuya Tateishi, Guoping Chen, Takashi Ushida; Biodegradable porous scaffolds for tissue engineering; J Artif Organs
5. Ma. X. Peter, Elisseeff Jennifer; Scaffolding in Tissue Engineering; Taylor & Francis Group is the Academic Division of T&F Informa plc.; 2006.
6. Melba Eugenia Navarro Toro; "Desarrollo y Caracterización de Materiales Biodegradables para Regeneración Ósea" Memoria de tesis en Ciencias-Especialidad Ingeniería Química por la Universidad Politécnica de Catalunya; Abril 2005.
7. Cato T. Laurencin, Lakshmi S. Nair; Nanotechnology and Tissue Engineering, The Scaffold; Foreword by C.N.R. Rao.
8. Roberto Sastre; Salvador de Aza; Julio San Roman; Biomateriales, CYTEP.
9. Rui L Reis, Julio San Roman; Biodegradables systems in tissue engineering and regenerative medicine; CRC PRESS.
10. Paul K Chu, Xuanyong Liu; Biometrics Fabrication and Processing Handbook; CRC PRESS.
11. NASSERI, B.A.; OGAWA, K. Y VACANTI, J.P. (2001) Tissue engineering: An evolving 21st-century science to provide biologic replacement for reconstruction and transplantation. Surgery. 130: 781-784.
12. DUMITRIU, S. (2001) Polymeric Biomaterials. 2nd Ed. Rev. Marcel Dekker Inc: New York. p95-7, 107-9, 402-3.
13. KIM, H.W.; KNOWLES, J.C. Y KIM, H.E. (2004) Development of hydroxyapatite bone scaffold for controlled drug release via poly( $\epsilon$ -caprolactone) and hydroxyapatite hybrid coatings. J. Biomed. Mater Res. 70B: 240-249.

14. IMMIRZI, B.; MALINCONICO, M.; ORSELLO, G.; PORTOFINO, S. Y VOLPE, M.G. (1999) Blends of biodegradable polyesters by reactive blending: preparation, characterization and properties. *J. Mat. Sci.* 34: 1625-1640.
15. Khor, H.L.; Ng, K.W.; Schantz, J.T.; Phan, T.-T.; Lim, T.C.; Teoh, S.H. y Hutmacher, D.W. (2002) Poly( $\epsilon$ -caprolactone) films as a potential substrate for tissue engineering an epidermal equivalent. *Mater. Sci. Eng. C.* 20:71-75.
16. Holm Altenbach, Andreas Öanchsner; *Celluar and porous materials in structures and processes*; Springer Wien NewYork.
17. Lorna J. Gibson and Michael F. Ashby; *Celluar Solids, structure and properties*; Cambridge Solid State Science Series; secon edition.
18. Joao F, Mano, Manuela E. Gomes, Alexandra P. Marques And Helena S. Azevedo; *Natural-based polymers for biomedical applications*; Woodhead Publishing and Maney Publishing on behalf of The Institute of Materials, Minerals & Mining; Cambridge England.
19. Guoping Chen, Takashi Ushida, Tetsuya Tateishi; *Scaffold Design for Tissue Engineering*; *Macromol. Biosci.* 2002, 2, 67-77.
20. Scott J. Hollister; *Porous scaffold design for tissue engineering*; Nature PublishingGroup; 2005; Volumen 4; 519-524.
21. B. Y. Tay, M. H. Myint and F. L. Ng, *Polycaprolactone Foam for Scaffold Development*; STR/04/006/FT.
22. M.F. ASHBY, R. E Mehl Medalist; *The Mechanical Properties of Cellular Solids*; The 1983 Institute of Metals Lecture; The Metallurgical Society of AIME.
23. Takaaki Tanakaa\_, Takashi Aokia, Tomoaki Kouyaa, Masayuki Taniguchia, Wataru Ogawab, Yuuji Tanabeb, Douglas R. Lloyd; *Mechanical properties of microporous foams of biodegradable plastic*; 2010 Desalination Publications; 17 (2010) 37–44.
24. S. C. Warburton, A. M. Donald, A. C. Smith; *Structure and mechanical properties of brittle starch foams*; *Journal of materials science* 27 (1992) 1469-1474.
25. E. Popov; *Introducción a la Mecánica de los Sólidos*; Ed. Limusa, México D.F. 1981.
26. Ferdinand P. Beer, E, Russell Johnston Jr, John T. DeWolf; *Mecanica de Materiales*; Mc Graw Hill 5ta Edicion.

27. L. J. Gibson, M. F. Ashby, G. S. Schajer and C. I. Robertson; The Mechanics of Two Dimensional Cellular Materials; Proc. R. Soc. Lond. A 1982 382, 25-42
28. The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics”, Mc Graw-Hill, London. 1967.
29. R. W. Clough, H. C. Martin, y L. J. Topp; “Stiffness and deflection analysis of complex structures”. Journal of Aeronautical Sciences, 23, 805-824. 1956
30. J. T. Oden; Some aspects of recent contributions to the mathematical theory of finite elements”. Advances in Computational Methods in Structural Mechanics and Design, University of Alabama Press, Huntsville. 1972
31. J. S. Przemieniecki “Theory of Matrix Structural Analysis”, Mc Graw-Hill, New York. 1968
32. O. C. Zienkiewicz, G. Hollister “Stress Analysis”, John Wiley, London. 1966.
33. O. C. Zienkiewicz, Y. K. Cheung; “The Finite Element Method in Structural and Continuum Mechanics”, Mc Graw-Hill, London. 1967
34. O. C. Zienkiewicz; “El método de los Elementos Finitos”. Mc Graw-Hill. CIMNE. Barcelona .1994
35. Fernando G. Flores, Luis A. Godoy, Adriana Pernich; Modelado de la Inestabilidad de Sólidos Celulares en Compresión; Rev. Int. Num. Cálculo. Dis. Ing.; Vol. 20, 1, 3-18 (2004).
36. Ajdari, Amin, "Mechanical behavior of cellular structures: a finite element study" (2008). Mechanical Engineering Master's Theses. Paper 13.
37. Steven Ribeiro – Ayeh; Finite Element Modeling of the Mechanics of Solid Foam Materials; KTH Aeronautical and Vehicle Engineering; Sctockholm, Sweden 2005.
38. Mathias H. Luxner, Juergen Stampfl, Heinz E. Perrermann; Finite element modeling concepts and linear analyses of 3D regular open cell structures; Journal of Materials Science 40 (2005) 5859–5866.
39. Morales Rojas S; Preparación de Andamios de Policaprolactona para uso de Soporte en Tejido Humano; Centro de Investigacion Científica de Yucatan (CICY); Tesis, 2009.
40. Shaun Eshraghi, Suman Das; Mechanical and microstructural properties of polycaprolactone scaffolds with one-dimensional, two-dimensional, and three-dimensional orthogonally oriented porous architectures produced by selective laser sintering; Acta Biomaterials 6 (2010) 2467–2476.

41. Juan José Lopez Cela, Mecánica de los Medios Continuos, Universidad de Castilla La Mancha, 1999.