

UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO – CHILE**



**“Determinación numérica de parámetros de
fabricación de espumas de aleaciones de
Ti-Ta-Nb-Mn, obtenidas mediante rutas
pulvimetalúrgicas, para aplicaciones
biomédicas”**

ARIEL CÓRDOVA MARTÍNEZ

**MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE:
INGENIERO CIVIL MECÁNICO**

PROFESOR GUÍA:	DR. ING. LUIS PÉREZ P.
PROFESOR CORREFERENTE:	DR. ERNESTO CHICARDI A.

AGOSTO 2018

Agradecimientos

A Natalia, mi madre, por su amor y apoyo incondicional, por todo su esfuerzo y por impulsarme con su ejemplo a ser la mejor persona que puedo ser.

A Roberto, mi padre, por enseñarme a no transar mis principios independiente de las circunstancias, por fomentar mi gusto por el saber y enseñarme el poder que esto conlleva.

A Larissa, mi hermana, por ser mi mejor amiga. Juntos nos acompañamos, nos cuidamos, evolucionamos, aprendimos y sin querer, fuimos desarrollando la empatía y el trabajo en equipo. Sin ti no sería quien soy y te doy las gracias porque estoy orgulloso de quienes somos actualmente.

A mi profesor, Dr. Luis Pérez Pozo, por la inspiradora dedicación a su trabajo, meticulosas correcciones y el tiempo entregado a esta tesis, a pesar de su carga laboral y los complejos problemas de salud que tuvo que superar durante el mismo periodo. Gracias por mostrarse auténtico desde un principio, por confiar en mí, por demostrar empatía y preocupación. Por otro lado, gracias por el empujón motivacional que necesitaba al momento de decidir comenzar mi vida laboral.

A mis amigos, a la gente que quiero y que me quiere, a toda la gente buena que me alegra el día, a quienes ayudaron a que nuestro paso por este mundo se un agrado y en particular por aportar a que el periodo en la universidad haya sido el mejor momento de mi vida. Atesoro cada momento junto a ustedes.

A Carlos Sáez, mi Jefe, por demostrar que se puede llegar lejos siendo una persona íntegra, en cuanto a entereza moral, y humana.

A Tomás Troncoso, quien ha sido un importante guía y referente en cuanto a mi formación profesional como ingeniero mecánico. Gracias por tus importantes consejos, tu apoyo y confianza brindada.

A Cristian Aravena, ejemplo de profesionalismo y dedicación. Gracias por toda la ayuda que me haz brindado en el trabajo, no hubiese sido posible finalizar esta tesis sin tu colaboración.

A Alejandra Gallardo, mi compañera de vida. Gracias por amarme y aguantarme, por tu apoyo, sabiduría y compañía en momentos difíciles. Agradezco y admiro tu originalidad, positivismo, creatividad y alegría. Disfruto cada momento junto a ti, eres la motivación que me impulsa día a día a ser una mejor persona.

Resumen

El presente trabajo de título estudia numéricamente el efecto del porcentaje y tamaño de poros sobre las propiedades mecánicas de espumas de aleación Ti-Ta-Nb-Mn, por su amplia potencialidad en aplicaciones de reemplazo de estructuras óseas. Mediante este estudio es posible disminuir el “apantallamiento de tensiones” que presentan las prótesis actuales, problema que consiste en la reabsorción del hueso de la zona cercana a un reemplazo óseo, a causa de que este último soporta la mayor parte de la carga. Además, esta investigación permite reducir los costos asociados al desarrollo experimental de espumas metálicas elaboradas en base al material estudiado.

Se utiliza el programa computacional Ansys para simular ensayos de compresión sobre geometrías generadas mediante el software LIGGGHTS, que permite obtener una distribución de poros aleatoria y así representar la estructura de espumas metálicas, obtenidas mediante rutas pulvimetalúrgicas. Se ensayan 19 modelos, manteniendo las mismas condiciones de borde, variando el tamaño de poros y el porcentaje de porosidad.

El software Ansys funciona mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) para obtener en cada simulación la carga en función del desplazamiento y en base a estos datos se calcula el esfuerzo en función de la deformación, el módulo de Young y el esfuerzo de fluencia.

Se concluye que el tamaño de los poros no influye considerablemente en las propiedades mecánicas resultantes. Por otro lado, el módulo de Young y esfuerzo de fluencia disminuyen a medida que aumenta el porcentaje de porosidad, según una relación lineal.

Abstract

The present graduation project is a numerical study of the effect of percentage and size of pores in the mechanical properties of Ti-Ta-Nb-Mn alloy foam, given its wide potential in replacement applications in bone structures. This study helps to reduce the stress-shielding which the current prosthesis presents. This problem consists in the reabsorption of bone of the zone near of a bone replacement, caused by the latter carrying most of the load. Also, this investigation allows to reduce the costs associated with the experimental development of metallic foam elaborated using the studied material as base.

The software Ansys is used to simulate compression tests in geometries generated by the software LIGGGHTS, which allows to obtain a random pore distribution and representing the structure of metallic foams which are obtained by powder-metallurgic methods. Nineteen models are tested, keeping the same boundary conditions, varying the size of the pores and the percentage of porosity.

The software Ansys uses the Finite Elements Method (FEM) to obtain in each simulation the load in terms of the displacement, and by using this data, the yield is calculated in terms of the deformation, Young's modulus and the yield strength.

It is concluded that the size of the pores does not affect considerably the resulting mechanical properties. On the other hand, Young's modulus and yield strength are diminished when the percentage of porosity is increased, following a lineal pattern.

Glosario

- MEF: Método de Elemento Finito.
- Ti: Titanio.
- Ta: Tantalio.
- Nb: Niobio.
- Mn: Manganese.
- σ : Esfuerzo normal.
- τ : Esfuerzo cortante.
- ε : Deformación normal unitaria.
- Deformación elástica: Cambio en tamaño o forma de un cuerpo de carácter reversible, es decir, el cuerpo recupera su forma original al retirar la fuerza que provoca la deformación.
- Deformación plástica: Cambio en tamaño o forma de un cuerpo de carácter irreversible, es decir, el material no regresa a su forma original después de retirar la carga aplicada
- E: Módulo de Young.
- Ley de Hooke: Establece que la deformación elástica de un cuerpo es directamente proporcional a la fuerza que la genera.
- Tenacidad: Energía total por unidad de volumen que se requiere aplicar para provocar la fractura.
- Rigidez: Capacidad de resistencia de un cuerpo a deformarse por la acción de fuerzas exteriores que actúan sobre su superficie.
- Porosidad: Propiedad morfológica de las espumas metálicas, corresponde a la proporción entre el espacio vacío y el volumen total de la matriz.
- Pulvimetalurgia: Proceso de conformado que consiste en la compactación de polvos metálicos para darles una forma específica.

- Histología: Rama de la biología que estudia la composición, la estructura y las características de los tejidos orgánicos de los seres vivos.
- Prótesis: Pieza, aparato o sustancia diseñada para reemplazar una parte faltante del cuerpo o mejorar sus funciones.
- Apantallamiento de tensiones: Reabsorción del hueso de una zona cercana a un reemplazo óseo, a causa de que la prótesis soporta la mayor parte de la carga.
- Osteointegración: Integración de la superficie de la prótesis a la matriz ósea que lo rodea.
- Biomaterial: Material ideado para interactuar con sistemas biológicos para evaluar, tratar, aumentar o sustituir cualquier tejido, órgano o función del cuerpo.
- R^2 : Coeficiente de correlación de Pearson.

Índice

Agradecimientos	i
Resumen.....	iii
Abstract	iv
Glosario	v
Introducción	xiii
1. Objetivos	1
2. Antecedentes generales	2
2.1. Mecánica de materiales	2
2.1.1. Esfuerzo normal	2
2.1.2. Deformación normal unitaria	3
2.1.3. Ensayo de compresión.....	3
2.1.4. Determinación experimental del Módulo de Young	7
2.1.5. Energía por unidad de volumen	7
2.1.6. Isotropía y anisotropía.....	8
2.1.7. Modelo de comportamiento elastoplástico bilineal.....	8
2.2. Tejido óseo	10
2.2.1. Histología	10
2.2.2. Propiedades mecánicas.....	11
2.3. Espumas metálicas	14
2.4. Prótesis	15
2.4.1. Contexto nacional.....	16
2.4.2. Apantallamiento de tensiones	17
2.4.3. Osteointegración	17
2.4.4. Material base	18
2.5. Método de elemento finito	21
2.5.1. Calidad de malla.....	24
2.6. ANSYS	25
2.7. LIGGGHTS®	25

2.8.	Resultados previos.....	27
2.8.1.	Desarrollo de metodología	27
2.8.2.	Comprobación de isotropía	29
2.8.3.	Estudio del efecto del factor de elongación de los poros y porcentaje de porosidad sobre las propiedades mecánicas de espumas de titanio	31
3.	Metodología	34
3.1.	Generación de geometrías	34
3.2.	Caracterización del ensayo	35
3.2.1.	Propiedades del material base	36
3.2.2.	Cargar geometría.....	39
3.2.3.	Mallado	41
3.2.4.	Configuración de análisis.....	42
3.2.5.	Condiciones de contorno.....	43
3.2.6.	Solicitud de parámetros.....	46
3.3.	Obtención de diagramas Esfuerzo vs Deformación	49
3.4.	Obtención de propiedades mecánicas.....	49
4.	Resultados	51
4.1.	Diagramas esfuerzo vs deformación unitaria	51
4.2.	Módulo de Young vs porcentaje de porosidad	53
4.3.	Esfuerzo de fluencia	56
5.	Análisis de resultados.....	59
6.	Conclusiones	65
7.	Proyección.....	68
7.1.	Modelar una estructura ósea real.....	68
7.2.	Fabricación de prótesis a medida	68
8.	Bibliografía	69
9.	Anexos	73
A.	Calidad de malla.....	73
B.	Resultados de las simulaciones	75

C.	Resultados de los cálculos	77
----	----------------------------------	----

Índice de Tablas

Tabla 2.1	Módulo de elasticidad E del hueso cortical, determinado experimentalmente por distintos autores.....	12
Tabla 2.2	Módulo de elasticidad de la trabécula, determinado por distintos autores.	13
Tabla 2.3	Influencia de las dimensiones de la probeta y el tipo de espaciadores en el Módulo de Young.	28
Tabla 2.4	Módulo de Young en función de la dirección y sentido del desplazamiento aplicado, para probetas de titanio.....	30
Tabla 3.1	Propiedades del material base Ti-Ta-Nb-Mn.....	36
Tabla 9.1	Parámetros de calidad de malla: Calidad de elemento y relación de aspecto.	73
Tabla 9.2	Parámetros de calidad de malla: Asimetría y calidad ortogonal.....	74
Tabla 9.3	Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 100 y 200 [μm].	75
Tabla 9.4	Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 250 y 350 [μm].	75
Tabla 9.5	Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 350 y 500 [μm].	76
Tabla 9.6	Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 100 y 200 [μm].....	77
Tabla 9.7	Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 250 y 350 [μm].....	77
Tabla 9.8	Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 350 y 500 [μm].....	78

Índice de Figuras

Figura 2.1 Diagrama de Esfuerzo vs Deformación unitaria para ensayo de compresión.	5
Figura 2.2 Modelo elastoplástico bilineal, con endurecimiento por deformación.	9
Figura 2.3 Corte longitudinal de hueso largo.	11
Figura 2.4 Espuma metálica: a) De célula abierta. b) De célula cerrada.	14
Figura 2.5 Fabricación de espuma metálica mediante rutas pulvimetalúrgicas.	15
Figura 2.6 Prótesis encontrada en momia egipcia de 3.000 años de antigüedad.	18
Figura 2.7 a) Prótesis dental fenicia (400-600 a.C.) fabricada en madera. b) Prótesis dental fabricada en aleación de oro. c) Prótesis ocular fabricada en vidrio.	19
Figura 2.8 Esquema de Método de Elementos Finitos (MEF).	23
Figura 2.9: a) Probeta de espuma metálica real. b) Geometría con distribución aleatoria de poros. c) Geometría con distribución uniforme.	27
Figura 2.10 Comparación entre curvas resultantes de Módulo de Young en función de la porosidad al aplicar mallado grueso y medio a probetas de magnesio.	28
Figura 2.11 Ejemplo de espuma de cobre simulada en el software Ansys.	29
Figura 2.12 Ejemplo de geometrías utilizadas para la simulación en trabajo previo.	31
Figura 2.13 Gráfica del módulo de Young vs. Porcentaje de porosidad de los distintos tamaños de espuma con poros esféricos.	32
Figura 2.14 Gráfica del módulo de Young vs. Porcentaje de porosidad de las distintas morfologías de poros.	32
Figura 2.15 Resistencia a la fluencia vs. Porosidad de Espumas con poros elípticos con MEF y ensayo de compresión.	33
Figura 3.1 Distribución aleatoria de poros generada mediante método de elementos discretos.	35
Figura 3.2 Módulo <i>Static Structural</i> en ANSYS Workbench.	35
Figura 3.3 Sección <i>Engineering Data</i> de <i>Static Structural</i>	37

Figura 3.4 Curva de esfuerzo vs deformación unitaria del material base, aplicando modelo idealizado de comportamiento elastoplástico con endurecimiento por deformación.....	38
Figura 3.5 Definición de unidades.	39
Figura 3.6 Ejecución de archivo para cargar geometría.	39
Figura 3.7 Geometría generada en Ansys a partir de distribución aleatoria de poros.	40
Figura 3.8 Historial de operaciones. Cómo suprimir cuerpos.....	40
Figura 3.9 Generación de malla.	41
Figura 3.10 Ejemplo de malla generada.....	41
Figura 3.11 Configuración de análisis.	43
Figura 3.12 Posibles condiciones de contorno.....	44
Figura 3.13 Desplazamiento que simula cara móvil y su tabla de datos	44
Figura 3.14 Desplazamiento remoto que impide la rotación.	45
Figura 3.15 Desplazamiento que simula superficie fija.	45
Figura 3.16 Condiciones de contorno.	46
Figura 3.17 Solicitud de fuerza generada como reacción al desplazamiento.	47
Figura 3.18 Deformación total de una probeta en relación a su forma original.....	48
Figura 3.19 Distribución de deformaciones unitarias en el estado de máxima deformación de la probeta.	48
Figura 3.20 Distribución de Esfuerzo en el estado de máxima deformación de la probeta.....	49
Figura 4.1 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [μm].	51
Figura 4.2 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 [μm].	52
Figura 4.3 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 [μm].	52
Figura 4.4 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [μm].	53

Figura 4.5 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 [μm].	54
Figura 4.6 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 [μm].	54
Figura 4.7 Rectas que representan el comportamiento del módulo de Young de las probetas, separadas según el rango de tamaño de sus poros.	55
Figura 4.8 Resultados de módulo de Young en función del porcentaje de porosidad.	55
Figura 4.9 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [μm].	56
Figura 4.10 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 [μm].	57
Figura 4.11 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 [μm].	57
Figura 4.12 Resultados de Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad.	58
Figura 5.1 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad.	60
Figura 5.2 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad.	61
Figura 5.3 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, omitiendo los datos con más error porcentual con respecto a la recta interpolada.	62
Figura 5.4 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, omitiendo los datos con más error porcentual con respecto a la recta interpolada.	62
Figura 5.5 Máxima porosidad para reemplazar tejido trabecular.	63

Introducción

El requerimiento de biomateriales para el desarrollo de prótesis tiene una demanda creciente en Chile y el mundo, motivada principalmente por las necesidades de una población que aumenta progresivamente la esperanza de vida y los problemas asociados al deterioro degenerativo de las estructuras osteomusculares del cuerpo humano al envejecer [1].

Tanto el aumento en la esperanza de vida, con los problemas degenerativos que esto conlleva, como el alto costo que implica el reemplazo de estructuras óseas, plantea al mundo científico el desafío de desarrollar materiales compatibles con el cuerpo humano, que puedan reemplazar estructuras óseas en forma funcional y duradera, sin dañar los tejidos con los que está en contacto y a un costo de producción competitivo, que permita hacer más accesible la instalación.

En este trabajo de título, se plantea el uso de espumas de aleación Ti-Ta-Nb-Mn para el desarrollo de prótesis, dado que el material base corresponde a una aleación biocompatible, y al conformarse con estructura de espuma, se mejora la osteointegración y se puede controlar sus parámetros de fabricación para obtener propiedades mecánicas equivalentes a los tejidos que se pretende reemplazar, evitando así el apantallamiento de tensiones, fenómeno que se produce debido a que la prótesis soporta la mayor parte de la carga y genera la reabsorción del tejido óseo.

Por otro lado, se pretende disminuir los costos totales asociados a la elaboración de espumas de la aleación estudiada, a través del desarrollo de un método computacional que permite determinar los parámetros de fabricación necesarios para que la pieza resultante tenga propiedades mecánicas similares a los tejidos reemplazados, sin la necesidad de realizar pruebas físicas con probetas reales.

1. Objetivos

El objetivo general del presente trabajo es estudiar numéricamente los parámetros de fabricación de espumas de aleaciones de Ti-Ta-Nb-Mn, con amplia potencialidad en aplicaciones de reemplazo de estructuras óseas, en base a sus propiedades mecánicas, mediante el Método de Elementos Finitos (MEF).

Con el desarrollo de este trabajo se pretende llegar a relacionar numéricamente la morfología y distribución de poros de las aleaciones de Ti-Ta-Nb-Mn, como parámetros microestructurales, con sus propiedades mecánicas, de manera que sea posible determinar una microestructura que optimice su comportamiento en términos de módulo de elasticidad y punto de fluencia, reduciendo así los costos asociados a su estudio y desarrollo experimental.

Para cumplir el propósito señalado se deben abordar los siguientes objetivos específicos:

- Desarrollar un modelo 3D de las espumas de aleaciones de Ti-Ta-Nb-Mn en estudio.
- Caracterizar numéricamente las espumas utilizando un software comercial como herramienta de análisis.
- Analizar los resultados obtenidos para diferentes morfologías y distribuciones de poros.
- Determinar los parámetros de fabricación de las espumas de aleaciones de Ti-Ta-Nb-Mn.
- Presentar las conclusiones del trabajo desarrollado.

2. Antecedentes generales

Con el fin de contextualizar y entender de mejor manera este trabajo de título, es necesario presentar previamente algunos conceptos.

El objetivo de esta investigación es determinar los parámetros de fabricación que permitan a una prótesis reemplazar la función estructural del tejido óseo, para lo cual debe tener propiedades mecánicas similares. Por lo tanto, es necesario introducir la mecánica de materiales, pues esta estudia el comportamiento de los cuerpos ante cargas externas, descrito por sus propiedades mecánicas.

2.1. Mecánica de materiales

Es la rama de la mecánica que estudia el comportamiento de cuerpos sólidos deformables bajo la acción de cargas externas. A continuación, se detallan algunos de sus tópicos, que son indispensables para el desarrollo de este trabajo.

2.1.1. Esfuerzo normal

El esfuerzo es una propiedad de estado que se mide en un punto específico de un cuerpo y describe la intensidad de la fuerza interna sobre un plano determinado que pasa por un punto, por lo que depende de la geometría y las cargas aplicadas.

Las fuerzas y los momentos que actúan sobre la superficie interna de un cuerpo se manifiestan como una distribución de fuerza en toda el área. En cada punto, la distribución tiene componentes en las direcciones normal y tangencial, que dan origen a un esfuerzo normal (σ) y uno cortante (τ), respectivamente.

El esfuerzo normal corresponde a la fuerza normal por unidad de área de sección transversal. Si el esfuerzo se distribuye uniformemente sobre el área de sección transversal, entonces se puede aplicar la expresión 2.1,

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad (2.1)$$

donde σ es el esfuerzo normal, F la fuerza normal aplicada y A el área resistente.

El esfuerzo normal provoca compresión o tracción, dependiendo de la dirección de aplicación de las fuerzas que lo generan. El primero viene dado por la resultante de tensiones entrantes al área resistente y el segundo por tensiones salientes.

2.1.2. Deformación normal unitaria

Es la consecuencia de aplicar un esfuerzo normal sobre un sólido deformable y se define como el desplazamiento en la dirección de aplicación de la fuerza, por unidad de longitud original. Cuando la deformación se distribuye uniformemente en el largo total, se puede representar mediante la expresión 2.2,

$$\varepsilon = \frac{L_f - L_o}{L_o}, \quad (2.2)$$

donde ε es la deformación normal unitaria, L_f es el largo final y L_o el largo original.

2.1.3. Ensayo de compresión

Se utiliza para determinar la relación entre el esfuerzo normal (σ) y la deformación normal unitaria (ε) de un material. Esta relación es una propiedad inherente al material mismo.

Como resultado de este ensayo, se obtiene un gráfico de esfuerzo normal vs deformación unitaria, a partir del cual se determinan las propiedades mecánicas que se pretenden analizar en este trabajo de título.

Para realizar esta prueba, se prepara una probeta de forma y tamaño normalizado, se monta en una máquina universal de ensayos y se carga en compresión lentamente, mientras se registra a intervalos regulares el desplazamiento y la carga.

Como resultado de la prueba, se obtiene el gráfico de carga en función del desplazamiento que origina. Estos valores dependen de las dimensiones originales de la probeta, por lo que no determinan directamente el comportamiento del material. Sin embargo, si se utilizan las expresiones 2.1 y 2.2, la carga se convierte en esfuerzo y el desplazamiento en deformación unitaria, obteniendo el diagrama de Esfuerzo vs Deformación unitaria, el cual describe el comportamiento del material ante la compresión, independiente del área resistente y la longitud original.

En la Figura 2.1 se muestra un diagrama de Esfuerzo vs Deformación unitaria para un ensayo de compresión, con sus puntos y zonas relevantes marcadas.

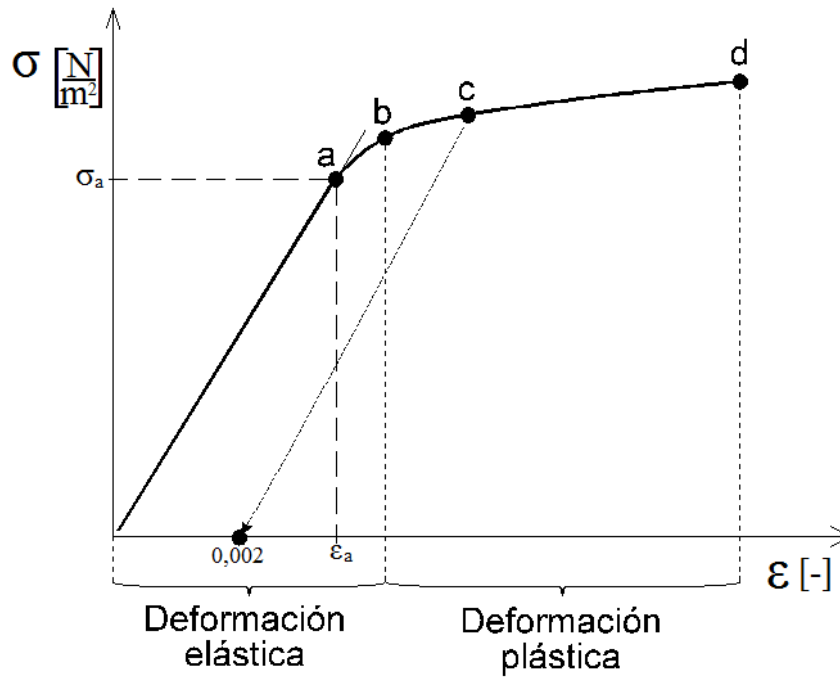


Figura 2.1 Diagrama de Esfuerzo vs Deformación unitaria para ensayo de compresión.

En el diagrama se puede apreciar un tramo de la curva donde el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación. Este comportamiento se conoce como ley de Hooke y permite definir el módulo de Young o módulo de elasticidad (E) según la expresión 2.3, que aplica hasta el punto a, denominado límite de proporcionalidad,

$$E = \frac{\sigma_a}{\varepsilon_a}, \quad (2.3)$$

donde E es el módulo de Young. σ_a y ε_a son el esfuerzo y deformación en el punto a.

Hasta este punto, la deformación es elástica, es decir, si se retira el esfuerzo lentamente, el material volverá a su forma original, sin presentar deformación permanente.

El módulo de Young se puede usar para comparar el comportamiento mecánico de distintos materiales, puesto que es característico a cada uno, y determina la resistencia que opone a deformarse elásticamente, ya que, a mayor módulo de Young, más esfuerzo será necesario para obtener la misma deformación en piezas semejantes.

Al superar el límite de proporcionalidad, hay un tramo en el que la deformación sigue siendo elástica, pero no se cumple la ley de Hooke. El punto b se denomina límite elástico y es el límite donde la deformación deja de ser elástica. Para determinar este punto, es necesario aplicar y retirar cargas crecientes, hasta detectar deformación permanente.

Si se sobrepasa el punto b, parte de la deformación aplicada se mantendrá como deformación permanente. A partir de este punto, si se retira la carga, se retrocede en el gráfico a través de una línea recta con pendiente igual al módulo de Young. Así, al retirar completamente la carga, no se alcanza la deformación nula, sino que se mantiene una deformación permanente.

Muchos materiales llegan a un punto en el que la deformación unitaria crece, sin que haya un incremento notorio de esfuerzo. Este se denomina punto de fluencia y no siempre es fácil de detectar, por lo que normalmente se define mediante la intersección de la curva del diagrama y una recta de pendiente igual al módulo de Young, que corta al eje de deformación en el valor 0,002 [-]. Esta intersección corresponde al punto c.

Finalmente, si se continúa aumentando el esfuerzo se llega al punto d, que corresponde al punto de rotura, donde el material sufre una fracturación violenta [2-4].

2.1.4. Determinación experimental del Módulo de Young

Para determinar el Módulo de Young de forma experimental, se utilizan las directrices de ASTM international [2], de donde se desprende la expresión 2.4,

$$E = \left(\frac{\Delta p}{A_0} \right) / \left(\frac{\Delta c}{L_0} \right), \quad (2.4)$$

donde Δp es el incremento de fuerza, A_0 es el área de sección transversal original, Δc es el cambio de longitud en dirección de aplicación de la fuerza y L_0 es la longitud original en la misma dirección.

2.1.5. Energía por unidad de volumen

La tenacidad de un material cuantifica la energía total por unidad de volumen que se requiere aplicar para provocar la fractura. En el diagrama de Esfuerzo vs Deformación unitaria, viene dada por el área bajo la curva, desde el comienzo del ensayo, hasta el punto de rotura.

Por otra parte, la resiliencia determina la capacidad de acumular energía al deformarse elásticamente, que luego es capaz de devolver al restituir su forma original. Se cuantifica mediante el módulo de resiliencia (U_r), el cual se calcula de forma similar a la tenacidad, pero considerando el área bajo la curva, hasta la deformación que produce la fluencia (ϵ_c), como se indica en la expresión 2.5,

$$U_r = \int_0^{\epsilon_c} \sigma \cdot d\epsilon \quad (2.5)$$

Por lo tanto, basta con conocer el módulo de Young y el esfuerzo de fluencia, para tener una medida de la capacidad de un material para absorber energía durante el rango elástico. Es así como, para una misma deformación unitaria, a mayor módulo de Young, mayor será el área bajo la curva, por lo que el material es capaz de absorber más energía por unidad de volumen.

2.1.6. Isotropía y anisotropía

En un material isotrópico, las propiedades como resistencia a la fluencia, rigidez y conductividad térmica son independientes de la posición donde se midan y la elección del sistema de coordenadas. Si un material no cumple estas condiciones, entonces se dice que es anisotrópico, provocando que sus propiedades puedan variar según la posición, dirección y sentido de la medición [2-4].

2.1.7. Modelo de comportamiento elastoplástico bilineal

En este trabajo de titulación, se utiliza el modelo elastoplástico bilineal con endurecimiento por deformación, para simular el comportamiento del material base de espumas de aleación Ti-Ta-Nb-Mn. Esto quiere decir que, en el gráfico de esfuerzo vs deformación unitaria, se aproxima el rango de deformación plástica a una recta inclinada, lo que indica que, al superar el punto de fluencia, es necesario aumentar la fuerza para avanzar en la deformación.

En este modelo, la transición entre las rectas del tramo plástico y elástico es perfecta, es decir, se unen en un vértice, como se muestra en la Figura 2.2.

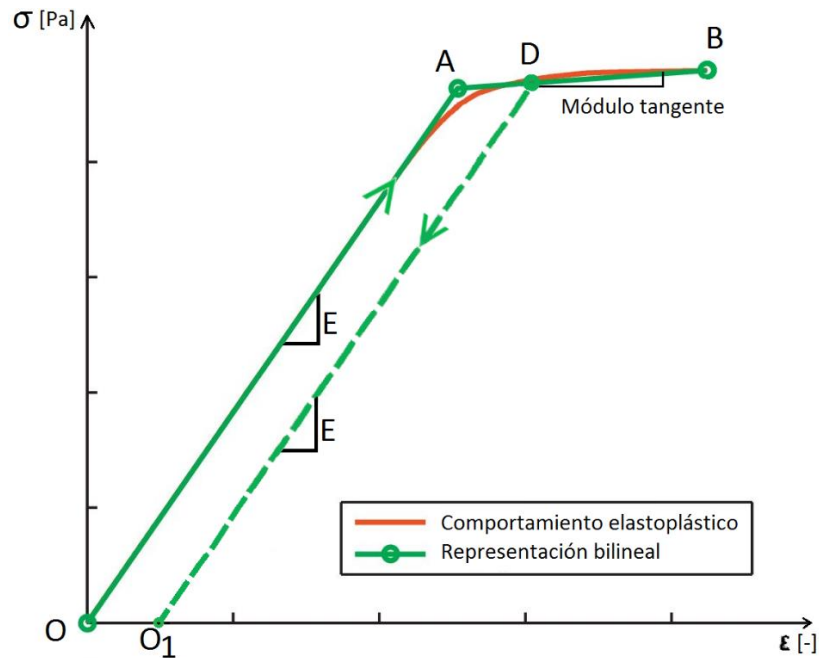


Figura 2.2 Modelo elastoplástico bilineal, con endurecimiento por deformación.

En la Figura 2.2, si se alcanza el punto D , situado en el rango plástico, al retirar la carga se sigue el trayecto DO_1 , paralelo al tramo OA , siendo O_1 la deformación permanente. Si se vuelve a cargar, el nuevo tramo elástico corresponde a O_1D y se inicia el rango plástico en D . El nuevo punto de fluencia con transición en D es mayor que el anterior con transición en A , a esto se le denomina endurecimiento por deformación [3].

El endurecimiento por deformación corresponde al aumento de la dureza y resistencia mecánica de algunos materiales al ser deformados plásticamente, debido al aumento en las dislocaciones internas de su red cristalina, lo que genera una resistencia a la creación de nuevas dislocaciones y a su movimiento. Como resultado, se produce un aumento en el esfuerzo de fluencia del material cada vez que se genera una deformación plástica.

2.2. Tejido óseo

2.2.1. Histología

La histología es la rama de la biología que estudia la composición, estructura y características de los tejidos orgánicos de los seres vivos, en este caso, del tejido óseo, que corresponde a un tejido conjuntivo especializado que se caracteriza por tener una matriz extracelular mineralizada de fosfato de calcio, el cual produce un tejido duro y resistente, capaz de proveer sostén y protección.

El tejido óseo es el componente estructural de los huesos, los cuales conforman el sistema esquelético. Este sistema cumple la función de sostén mecánico del cuerpo, protección y contención de órganos internos, transmisión de vibraciones y moderar la concentración de sales de calcio y fosfato.

Al observar la superficie de corte de un hueso se distinguen dos organizaciones estructurales de tejido óseo (Figura 2.3). En el exterior una capa densa y compacta (tejido cortical) y en el interior una malla de aspecto esponjoso (tejido trabecular) compuesta por delgadas espículas de tejido óseo llamadas trabéculas.



Figura 2.3 Corte longitudinal de hueso largo.

La proporción y ubicación de los tejidos cortical y trabecular varía de acuerdo con el tipo morfológico del hueso. Estos pueden ser huesos largos, cortos, planos o irregulares, ejemplos de ellos son la tibia, huesos del carpo, esternón y vertebras, respectivamente [4].

2.2.2. Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas del tejido óseo varían significativamente entre tejido trabecular y cortical. También dependen de otras variables como porosidad, contenido mineral, humedad y cargas a las que ha sido sometido el hueso en el tiempo, debido a que esto altera la velocidad de generación, cantidad y orientación de las fibras en la matriz ósea [5].

En el caso del tejido cortical, las propiedades mecánicas varían considerablemente entre un hueso fresco y uno seco, mientras que las otras variables no generan gran dispersión (Tabla 2.1). Además, el hueso cortical suele presentar isotropía transversal, por lo que es suficiente con determinar el módulo de elasticidad (E) en la dirección longitudinal y transversal. En sentido transversal es común obtener valores próximos a los 13 [GPa] y en el longitudinal alrededor de los 20 [GPa] [9-11].

Tabla 2.1 Módulo de elasticidad E del hueso cortical, determinado experimentalmente por distintos autores.

	Fémur fresco (Ashman, 1984)	Fémur fresco (Meunier, 1989)	Fémur seco (Yoon ,1976 b)
$E_x=E_y$ (GPa) (transversal)	13,48	12,41	18,8
E_z (GPa) (longitudinal)	20,6	20,35	27,4

Si se analiza el comportamiento mecánico del hueso trabecular en base a la Tabla 2.2, se observan diferencias considerables entre los valores determinados por los distintos autores. Esto se debe a que, en el caso de este tipo de tejido, las propiedades mecánicas dependen del contenido mineral, la humedad y las cargas a las que ha sido sometido el hueso, generando además anisotropía. Sin embargo, se puede afirmar que el módulo de elasticidad obtenido mediante ensayos mecánicos es menor al del hueso cortical en todos los casos y varía entre 3,17 y 11,38 [GPa] [12-14].

Tabla 2.2 Módulo de elasticidad de la trabécula, determinado por distintos autores.

Autor	Tipo de hueso	Método utilizado	Módulo de elasticidad de la trabécula
Wolff, 1892	Húmedo	Hipótesis	17- 20 GPa
Pugh, 1973	Fémur distal	Elementos finitos	Menor que el cortical
Runkle, 1975	Fémur distal seco	Deformación	8,69 GPa
Townseod, 1975	Tibia, proximal	Deformación no elástica	11,38 GPa (fresco) 14,13 GPa (seco)
Williams, 1982	Tibia, proximal	Elementos finitos 2D	1,3 GPa
Ku, 1987	Tibia congelada fresca	Flexión con 3 puntos	3,17 GPa
Mente, 1987	Fémur seco, Tibia fresca Fémur	Empotramiento a flexión con MEF	5,3 GPa
Ashmao, 1988	Tibia	Ultrasonidos	12,7 GPa
Choi, 1989	Cresta ilíaca	Flexión con 3 puntos	4,59 GPa
Kuhn, 1989	Fémur seco	Flexión con 3 puntos	3,81 GPa
Mente, 1989	Tibia fresca	Empotramiento a flexión con MEF	7,8 GPa
Jensen, 1990	Vértebra (L3)	Análisis estructural con modelo 3-D	3,8 GPa
Choi, 1991	Tibia	Flexión con 4 puntos	5,35 GPa
Rho, 1993	Tibia	Ultrasonidos Ensayo tracción	14,8 GPa 10,4 GPa

En cuanto al esfuerzo de fluencia, en ambos casos se tiene las mismas fuentes de variación antes mencionadas, habiendo más dispersión en el tejido trabecular. Los valores promedio son de 150 [MPa] para el tejido cortical y 50 [MPa] para el trabecular [6].

2.3. Espumas metálicas

Es un caso particular de medio poroso, que tiene una matriz sólida de metal con huecos vacíos llamados poros. Si estos están conectados a través de espacios abiertos, la matriz se denomina espuma de celdas abiertas (Figura 2.4.a); si los huecos no están conectados a través de canales abiertos, y están separados por paredes sólidas, la espuma se conoce como de célula cerrada (Figura 2.4.b). La proporción entre el espacio vacío y volumen total de una espuma se llama porosidad.

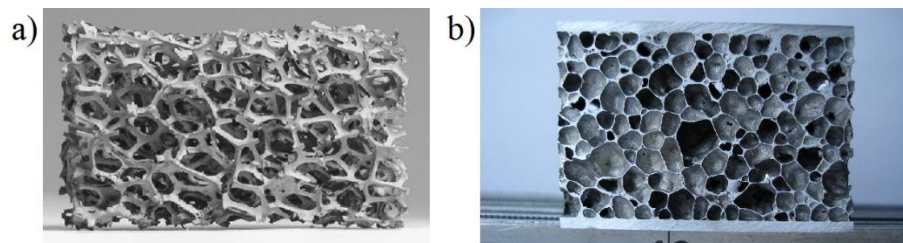


Figura 2.4 Espuma metálica: a) De célula abierta. b) De célula cerrada.

Al variar la porosidad, la distribución de los poros o la morfología de estos, las espumas cambian sus propiedades mecánicas, es decir, su densidad, módulo de Young, esfuerzo de fluencia, conductividad térmica, aislación acústica, entre otros. Por lo tanto, al controlar sus parámetros de fabricación, se puede obtener propiedades favorables según la aplicación requerida [16-17].

Los métodos más comunes de fabricación de espumas metálicas son la fundición, técnicas pulvimetalúrgicas y deposición. Este trabajo de título se centra en la simulación de espumas metálicas obtenidas mediante rutas pulvimetalúrgicas, por lo que se hará una descripción más detallada de esta metodología [7].

El método de producción por pulvimetalurgia fue desarrollado y patentado por el Instituto Fraunhofer de Bremen, Alemania, en 1990 [8] y consiste en fabricar un precursor que mezcla metal en polvo con un agente espumable o espaciadores, para luego ser comprimido y finalmente se generan los poros eliminando el agente espumable o espaciadores. Para eliminar el agente espumable, se calienta el precursor a la temperatura de descomposición del agente, por ejemplo, en caso de utilizar TiH_2 , la espumación alcanza su mejor rendimiento entre 520 y 670 °C, donde se libera hidrógeno de forma uniforme, o en caso de usar espaciadores de naftalina, sacarosa, bromuro de potasio, bicarbonato de amonio, carbamida, PVA o NaCl, basta con disolverlos en agua o algún otro fluido, esto por un tiempo y temperatura determinados. En la Figura 2.5 se muestra el esquema de este proceso [19-20].

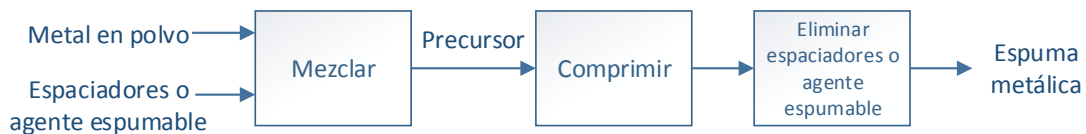


Figura 2.5 Fabricación de espuma metálica mediante rutas pulvimetalúrgicas.

2.4. Prótesis

Una prótesis corresponde a una pieza, aparato o sustancia diseñada para reemplazar una parte faltante del cuerpo o mejorar sus funciones [21].

2.4.1. Contexto nacional

El aumento progresivo de la esperanza de vida a nivel nacional e internacional, junto con el sedentarismo y la deficiente nutrición por exceso de calorías, generan una mayor frecuencia de patologías del sistema osteoarticular, principalmente artritis, artrosis y osteoporosis. En Chile 20,4 de cada 100 habitantes tienen una o más de estas enfermedades crónicas [1] [9].

En particular, la artrosis de cadera con limitación funcional severa se considera como una patología prioritaria a nivel país, debido a su alta frecuencia y que produce 7,2 años de vida saludable perdidos por discapacidad y muerte prematura. Es por esto que en el año 2005 se incluye esta patología en el sistema de garantías explícitas en salud (GES).

Desde la entrada en vigencia de esta garantía hasta el 2008, se intervinieron 6.937 personas mayores de 65 años con Endoprótesis total de cadera con limitación funcional severa. Lo que implicó una inversión total de USD \$28.500.000 [10].

Por otra parte, cada primera intervención tiene un valor de CL \$4.626.010, mientras que el costo de recambio asciende a CL \$10.813.080, según el arancel FONASA del año 2018 [11].

Debido a la gran inversión en endoprótesis a nivel país, es de interés nacional el desarrollo de nuevas tecnologías en esta área. En particular, la renovación de prótesis implica un costo mucho mayor que la primera intervención, por lo que un área de investigación relevante es extender la vida útil del reemplazo óseo.

La causa más común de renovación es el deslizamiento de la prótesis, es decir, la fractura local de las fibras de tejido óseo, que conforman la superficie que une el hueso del paciente con la pieza ortopédica. Este problema es causado por la baja resistencia adquirida por apantallamiento de tensiones o por deficiente osteointegración.

2.4.2. Apantallamiento de tensiones

Es un fenómeno que ocurre cuando la prótesis tiene un módulo de Young considerablemente más alto que el hueso que la rodea, lo que, según lo explicado en el apartado 2.1.5, se traduce en una mayor capacidad de absorber energía. En este caso, el reemplazo óseo soporta la mayor parte de la carga y las estructuras óseas con las cuales está en contacto se adaptan a la baja tensión, deteriorando su estructura y finalmente se provoca la fractura de la zona de contacto, por la baja resistencia adquirida [12].

2.4.3. Osteointegración

Proceso mediante el cual se adhieren las células óseas a la superficie de la prótesis, provocando su conexión directa, estructural y funcional, sin interposición de tejido conectivo [13].

2.4.4. Material base

En la actualidad, un material tiene que cumplir con ciertas condiciones para ser utilizado en la fabricación de prótesis: debe ser aceptado por el cuerpo del paciente, no irritar los tejidos circundantes, no provocar una respuesta inflamatoria, no causar reacciones alérgicas y no producir cáncer. Sin embargo, esto no siempre fue así, a lo largo de la historia se experimentó utilizando materiales que provocaron problemas a corto o largo plazo por no cumplir alguna de las condiciones anteriores, y se ha trabajado sistemáticamente para desarrollar materiales aptos para la elaboración de prótesis. A continuación, se presentan algunos hitos significativos durante este proceso a través de la historia.

El reemplazo de estructuras del cuerpo humano tiene remotos antecedentes, se menciona la existencia de una momia egipcia de 3.000 años de antigüedad, encontrada en Sheikh Abd-el Qurna, la cual portaba una prótesis elaborada en madera, cuero y fibras vegetales. Esta prótesis se utilizaba para reemplazar estética y funcionalmente el dedo mayor del pie derecho y se fijaba por medio de una correa [14].



Figura 2.6 Prótesis encontrada en momia egipcia de 3.000 años de antigüedad.

Por otra parte, es conocido que fenicios, etruscos, chinos y aztecas emplearon el oro para prótesis dentales, hace más de 2.000 años. A través de la historia se mencionan también ojos de vidrio y dientes de madera.



Figura 2.7 a) Prótesis dental fenicia (400-600 a.C.) fabricada en madera.
b) Prótesis dental fabricada en aleación de oro.
c) Prótesis ocular fabricada en vidrio.

En 1886, el cirujano alemán H. Hansmann emplea placas de acero en fracturas óseas, las cuales reaccionan con los tejidos y fluidos del interior del cuerpo humano, por lo que se deterioran rápidamente.

En 1912, se inicia el uso de acero inoxidable, material resistente a la corrosión, por lo cual es adecuado para su uso en prótesis. Sin embargo, al utilizarlo para reemplazar estructuras óseas, la diferencia de peso provoca problemas osteomusculares y al tener un módulo de Young considerablemente más alto, produce apantallamiento de tensiones [15].

En 1936, se introducen las aleaciones base cobalto para cirugía ortopédica, gracias a los trabajos de C. S. Venable y W. G. Stuck. Estas tienen una gran aceptación y se transforman en las más utilizadas, sin embargo luego se descubre que cuando el Co es liberado en el cuerpo humano, promueve enfermedades como dermatitis, Alzheimer y osteomalacia [27-28].

A principios de la década del 50, se desarrollan las aleaciones en base a titanio (Ti), las cuales se muestran estables al interior del cuerpo y además presenta menor densidad que el acero inoxidable, por lo que disminuyen los problemas osteomusculares. Sin embargo, estos materiales aún tienen un módulo de Young considerablemente más alto que el tejido óseo que reemplazan.

Luego de múltiples investigaciones, las aleaciones que mejores resultados dan en reemplazo de estructuras óseas se dividen en tres categorías:

1. Aleaciones de Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ti-Al-Fe y Ti puro, que presentan una mezcla de fase alfa y beta. Pese a sus buenos resultados, presentan baja resistencia al desgaste, baja dureza y los elementos aleantes Al, V, y Ni, al igual que el Co, pueden provocar patologías como dermatitis, Alzheimer y osteomalacia, al ser liberados en el organismo humano. Otra desventaja es que su módulo de Young está entre 100-110 [GPa], lo cual es considerablemente mayor al del tejido óseo, por lo que promueve el apantallamiento de tensiones.
2. Aleaciones que incluyen Nb-Mo-Zr-Ta. Estas no producen toxicidad en el cuerpo humano y presentan un módulo de elasticidad entre 55 y 85 [GPa], por lo que se asemeja más al del tejido óseo, pero sigue siendo mayor. Sin embargo, presentan baja resistencia mecánica y problemas por corrosión.
3. Aleaciones nanocristalinas y vidrios metálicos (amorfos). Estas presentan mejores propiedades mecánicas y de biocompatibilidad, además de tener un módulo de Young cercano al del hueso humano. Estos materiales aún se encuentran en desarrollo.

Entre las aleaciones que integran las familias antes descritas, se destaca por presentar propiedades aceptables en reemplazo de estructuras óseas la aleación Ti-Nb-Ta-Zr, que se pasiva rápidamente en presencia de fluidos corporales, tiene buena biocompatibilidad, buena resistencia mecánica y bajo módulo elástico.

Por otra parte, el Mn como elemento aleante no tiene efectos negativos al liberarse en el cuerpo humano, de hecho, propicia la formación de cartílago, colágeno y la mineralización del hueso. Además, se ha reportado que algunas aleaciones de Ti-Mn mejoran la adhesión de la superficie de contacto de la prótesis con el tejido óseo [16].

En la década del 70, comienza el uso de materiales porosos o espumas metálicas para mejorar la osteointegración. Posteriormente se descubre que modificando los parámetros de fabricación, particularmente la porosidad, es posible cambiar las propiedades del material para asemejarlas lo más posible al tejido que reemplaza. Al aplicar esto, se puede obtener un módulo de Young similar al del tejido óseo, disminuyendo el apantallamiento de tensiones. Sin embargo, para obtener la relación entre los parámetros de fabricación y las propiedades del material base, se debe incurrir en un costo de investigación muy alto, debido a la gran cantidad de pruebas destructivas necesarias para ello [15].

Por lo tanto, se propone el uso de espumas de aleación Ti-Ta-Nb-Mn como material base para el desarrollo de prótesis, con el fin de combinar las buenas propiedades en el campo de la biocompatibilidad de la aleación Ti-Ta-Nb-Zr y el Mn como elemento aleante. Además, al ser desarrolladas con estructura porosa, se pueden controlar los parámetros de fabricación para obtener un Módulo de Young cercano al del hueso humano, disminuyendo el efecto de apantallamiento de tensiones.

2.5. Método de elemento finito

El método de elemento finito plantea ecuaciones para resolver EDP (Ecuaciones Diferenciales Parciales) y utiliza la discretización para dividir un problema continuo en uno discreto, permitiendo obtener una solución aproximada de este. En este caso, se emplea este método numérico para resolver el problema de equilibrio del sólido.

Se define un problema continuo como aquel que sólo se puede definir de forma exacta con un número infinito de elementos, cuyas variables también son infinitas. En cambio, un problema discreto se compone de un número finito de elementos a estudiar, por lo que tiene un número finito de grados de libertad, permitiendo su resolución mediante herramientas computacionales.

Los problemas mecánicos reales estudian el comportamiento de objetos que ocupan un espacio tridimensional de naturaleza continua, por lo que sólo pueden ser resueltos de forma exacta mediante análisis, que muchas veces se vuelve complejo y es necesario utilizar ecuaciones diferenciales o expresiones equivalentes con un número infinito de elementos.

Sin embargo, se puede obtener una solución aproximada de un problema continuo, representándolo en términos de un conjunto discreto de elementos. La exactitud de la aproximación depende de cómo se realice dicha representación, para lo cual se han desarrollado diversas metodologías, entre ellas está el Método de Elemento Finito (MEF), que está pensado para ser usado en computadoras, por lo tanto, permite obtener un número finito de grados de libertad.

Para utilizar el MEF, el continuo se divide mediante líneas o superficies en un número finito de elementos, cuyo comportamiento se define mediante un número finito de parámetros. Dicha segmentación se denomina malla, donde los elementos se conectan entre sí mediante un número discreto de puntos, llamados nodos y sus desplazamientos son las incógnitas del problema.

Se define el campo de desplazamiento dentro de cada elemento mediante un conjunto de funciones que dependen de los desplazamientos nodales del elemento, lo que determina su estado de deformación. La matriz de dicho conjunto de funciones se llama matriz de rigidez y el número de ecuaciones que la componen es proporcional la cantidad de nodos. Para cada elemento, el conjunto de funciones de desplazamiento, las deformaciones iniciales y las propiedades del material, definen el estado de tensiones en el interior y los contornos del elemento.

Se construye un espacio vectorial de dimensión finita con las ecuaciones de cada elemento del sistema, llamado espacio de elementos finitos. La solución numérica aproximada corresponde a una combinación lineal en el espacio vectorial, lo que da lugar a un sistema con un número finito de ecuaciones y el número de incógnitas es igual a la dimensión de dicho espacio. Cuanto mayor sea esta dimensión, mejor es la aproximación [29-31]. En la Figura 2.8 se muestra un esquema del proceso para obtener una solución aproximada de un problema continuo mediante el MEF.

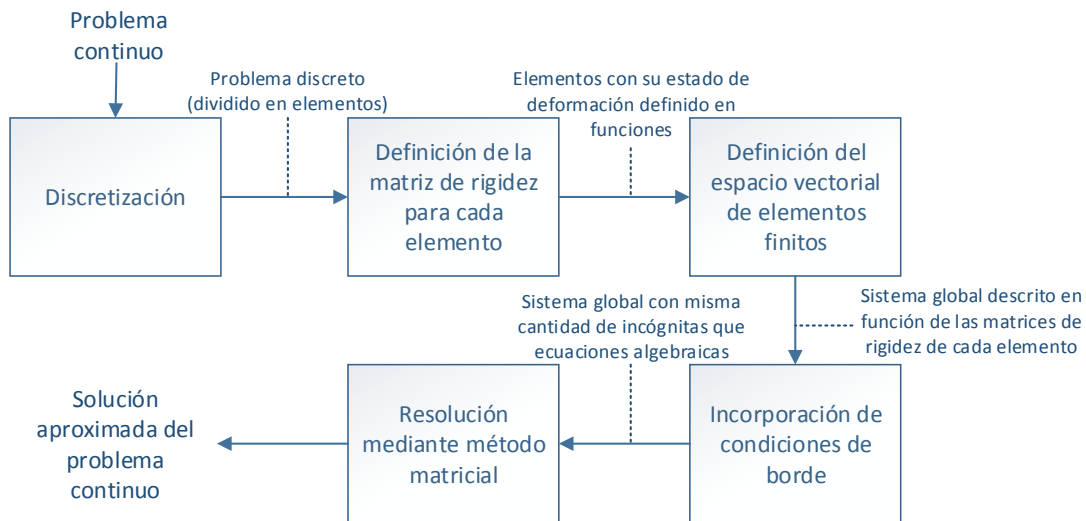


Figura 2.8 Esquema de Método de Elementos Finitos (MEF).

2.5.1. Calidad de malla

El tipo de malla que se requiere depende de la morfología del cuerpo y de la distribución de cargas que presente. Para lograr una mallado satisfactorio, es necesario determinar la calidad de la malla, la cual, mientras más elevada sea, más precisos serán los resultados de la simulación, pero mayor tiempo se empleará en llegar a ellos. La calidad de malla se mide utilizando los siguientes factores:

- **Calidad de elemento:** Su valor está entre 0 y 1. Lo ideal es que sea cercano a 1, lo que significa que los elementos de la malla se asemejan a la forma deseada. Por ejemplo, si la malla está confirmada por cuadriláteros, un cuadrado perfecto tendría un factor 1.
- **Relación de aspecto:** En cada elemento se divide la longitud del lado más largo en el más corto, luego el resultado es el promedio de tales valores. Por lo tanto, lo ideal es que el resultado se aproxime a 1.
- **Asimetría:** Para una calidad de malla satisfactoria, se requiere que cada elemento sea lo más simétrico posible. Este parámetro ronda entre 0 y 1, el valor 1 indica que todos los elementos son asimétricos. Como referencia, un buen resultado es menor a 0,5.
- **Calidad Ortogonal:** Este indicador se calcula mediante la expresión 2.6, donde el subíndice “i” representa cada cara del elemento de la malla, $\mathbf{A}_i$ es un vector normal a la cara i, $\mathbf{B}_i$ es el vector que parte del centroide del elemento y termina en el centroide del elemento colindante a la cara i y $\mathbf{C}_i$ va desde el centroide del elemento hacia el centro de la cara i. El resultado ronda entre 0 y 1, siendo el ideal cercano a 1 [17].

$$\text{Calidad Ortogonal} = \text{Mín} \left\{ \frac{\mathbf{A}_i \cdot \mathbf{B}_i}{|\mathbf{A}_i||\mathbf{B}_i|}, \frac{\mathbf{A}_i \cdot \mathbf{C}_i}{|\mathbf{A}_i||\mathbf{C}_i|} \right\} \quad (2.6)$$

2.6. ANSYS

Es un software ingenieril de diseño, simulación y análisis, que funciona mediante el método de elemento finito. Se utiliza para análisis de estructuras dinámicas y estáticas; transferencia de calor, fluido-dinámica, acústica y electromagnetismo.

El proceso para realizar el cálculo incluye tres fases:

- Pre-proceso: Generación de la geometría, definición de los datos de ingeniería para los materiales, mallado y configuración de las condiciones de contorno y soluciones requeridas.
- Proceso: Aplicación de condiciones de contorno y obtención de soluciones.
- Post- proceso: Visualización de resultados.

Los proyectos se crean en la plataforma Workbench, que permite visualizar de forma gráfica la relación entre los fenómenos físicos y las simulaciones. Posee módulos por disciplina, como ANSYS CFX, especializado en mecánica de fluidos computacional y ANSYS Mechanical, para situaciones de diseño de elementos estructurales y análisis dinámico. Estos módulos pueden interrelacionarse y llegar a soluciones integradas de múltiples disciplinas [18].

2.7. LIGGGHTS®

Es un software de código libre que utiliza el método de elementos discretos para la simulación de partículas. Recurre a dinámica molecular clásica (ecuaciones de movimiento de Newton) para simular la interacción entre partículas, considerando fuerzas de corto o largo alcance, condiciones iniciales y de contorno. Permite modelar conjuntos de partículas en estado líquido, sólido o gaseoso, que interactúan en sistemas atómicos, poliméricos, biológicos, metálicos, granulados, y de grano grueso.

Para realizar seguimiento de las partículas cercanas, utiliza listas de vecinos optimizadas para sistemas donde las partículas son repulsivas en distancias cortas, por lo que no generan densidades locales demasiado grandes. Con esto se logra mejorar la eficiencia computacional.

Al realizar simulación 3D con múltiples procesadores, utiliza técnicas de descomposición espacial de dominio en múltiples sub-dominios y le asigna uno a cada procesador. Los procesadores interactúan entre sí comunicando la información asociada a los átomos que rodean a los sub-dominios, lo que corresponde a la condición de contorno del sub-dominio vecino. Para cada procesador, esta información se almacena como archivo temporal y permanece inalterable hasta la siguiente interacción con los sub-dominios que lo rodean [19].

En este trabajo de titulación, se generan modelos de sólidos cilíndricos porosos para representar espumas metálicas y se utiliza el software LIGGGHTS® para simular la distribución aleatoria de la posición de los poros en dichos modelos [35-36].

En la Figura 2.9 se compara una probeta real de espuma metálica, con una probeta generada a partir de una distribución aleatoria de poros y otra generada a partir de una distribución uniforme. Se aprecia que la geometría de poros aleatorios es la que más se asemeja a la probeta real, por lo que los resultados obtenidos en la simulación son más cercanos a los obtenidos en ensayos reales.

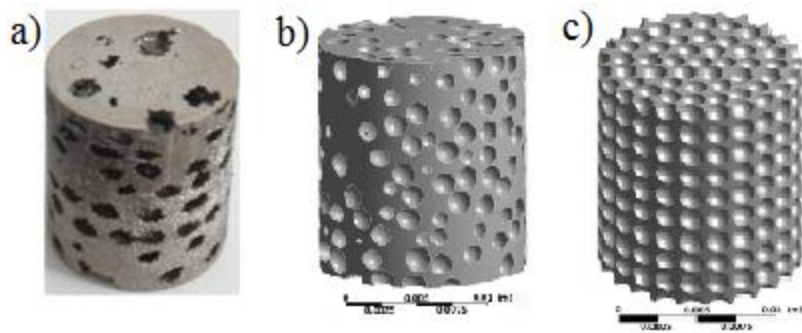


Figura 2.9: a) Probeta de espuma metálica real. b) Geometría con distribución aleatoria de poros. c) Geometría con distribución uniforme.

2.8. Resultados previos

2.8.1. Desarrollo de metodología

Se simulan ensayos de compresión de espumas metálicas de acero, cobre, magnesio y titanio, variando el porcentaje de porosidad, para desarrollar el método de análisis que permite obtener el módulo de Young y esfuerzo de fluencia de espumas metálicas, utilizando MEF en software Ansys Workbench y geometrías generadas mediante LIGGGHTS. Como resultado se obtienen curvas de módulo de Young en función de la porosidad para cada material y luego se comparan con curvas obtenidas mediante métodos experimentales para verificar la precisión del método y realizar mejoras. Como resultado de esto, se obtiene la metodología descrita en el apartado 3 de este trabajo de título.

Se comprueba que el mallado no influye significativamente en el resultado, como se muestra en la Figura 2.10, donde se muestran las curvas obtenidas de módulo de Young en función de la porosidad, para probetas de magnesio, simuladas con mallado grueso y medio.

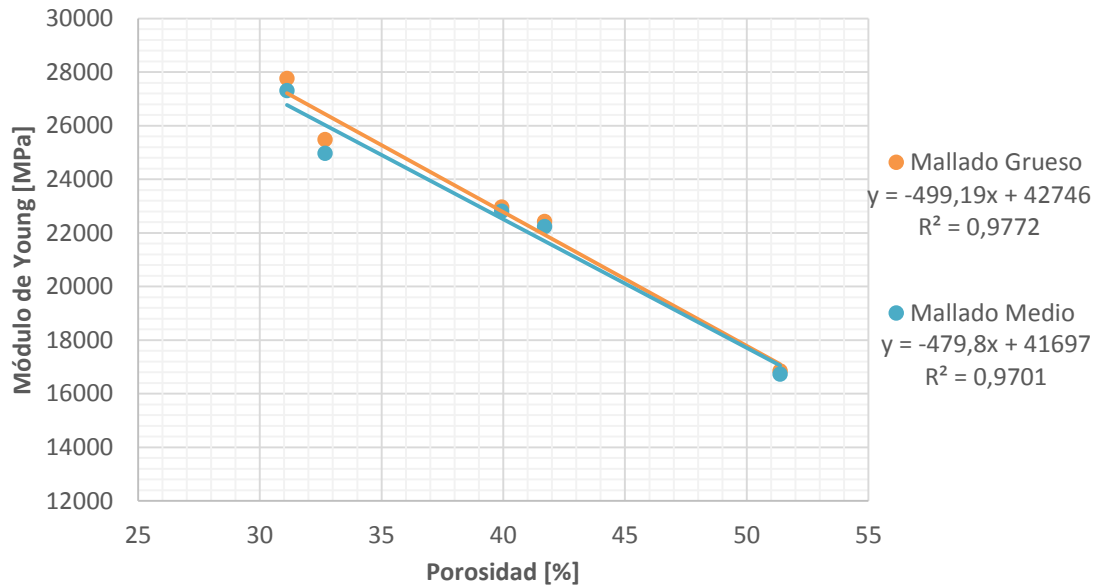


Figura 2.10 Comparación entre curvas resultantes de Módulo de Young en función de la porosidad al aplicar mallado grueso y medio a probetas de magnesio.

También se comprueba que las dimensiones de la probeta simulada y el tipo de espaciadores no afectan en gran medida el resultado de módulo de Young, como se muestra en la Tabla 2.3, donde se exponen los resultados obtenidos al simular probetas de Cobre de porosidades similares, variando los parámetros antes mencionados.

Tabla 2.3 Influencia de las dimensiones de la probeta y el tipo de espaciadores en el Módulo de Young.

Porosidad [%]	Espaciador	Dimensiones probeta		Y [MPa]
		Diámetro [μm]	Altura [μm]	
49,2	NH4HCO3	50	96	45144
49,29	NaCl	100	192	43886
49,47	NH4HCO3	50	96	43933
49,62	NaCl	100	192	43644
51,26	NH4HCO3	50	96	41916

50,5	NaCl	100	192	42938
0	-	-	-	110000

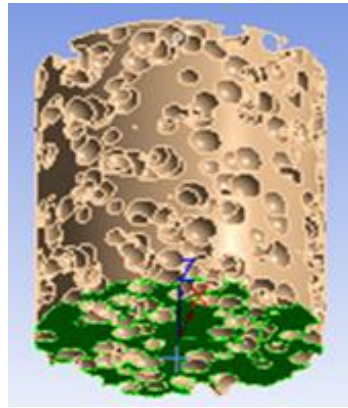


Figura 2.11 Ejemplo de espuma de cobre simulada en el software Ansys.

2.8.2. Comprobación de isotropía

Se generan geometrías de espumas de titanio con poros esféricos de porosidad similar y se simulan ensayos de compresión en las tres direcciones posibles y en ambos sentidos, para cada geometría. Se corrobora que se comportan de manera similar en cada caso, por lo que se concluye que las geometrías generadas mediante esta metodología se comportan de manera isotrópica.

En la Tabla 2.4 se exponen los resultados obtenidos.

Tabla 2.4 Módulo de Young en función de la dirección y sentido del desplazamiento aplicado, para probetas de titanio.

Porosidad [%]	Desplazamiento		Y [MPa]
	Dirección	Sentido	
27,63	Y	+	5,87E+04
	Y	-	5,87E+04
	X	+	5,83E+04
	X	-	5,83E+04
	Z	+	5,79E+04
	Z	-	5,79E+04
27,67	Y	+	5,85E+04
	Y	-	5,85E+04
	X	+	5,81E+04
	X	-	5,81E+04
	Z	+	5,77E+04
	Z	-	5,77E+04
27,93	Y	+	5,77E+04
	Y	-	5,77E+04
	X	+	5,79E+04
	X	-	5,79E+04
	Z	+	5,79E+04
	Z	-	5,79E+04
0	-	-	1,10E+05

2.8.3. Estudio del efecto del factor de elongación de los poros y porcentaje de porosidad sobre las propiedades mecánicas de espumas de titanio

Se simulan espumas de titanio de diferentes tamaños, factores de elongación y porcentajes de porosidad, para comparar lo obtenido con resultados experimentales y estudiar el efecto del tamaño de la probeta y del factor de elongación sobre las propiedades mecánicas.

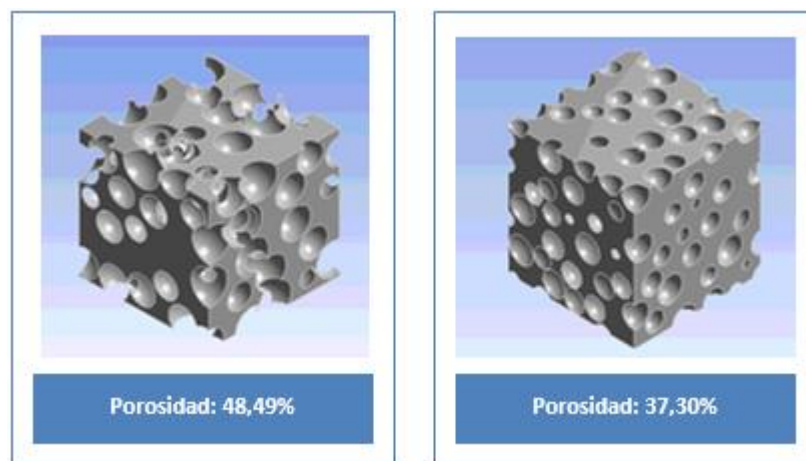


Figura 2.12 Ejemplo de geometrías utilizadas para la simulación en trabajo previo.

En este trabajo previo se concluye que el tamaño de la probeta no afecta significativamente los resultados, mientras que la morfología de los poros influye levemente, ya que a mayor factor de elongación, menor será el módulo de Young de la probeta, al aumentar su porosidad. Además, se confirma la efectividad del método, ya que los resultados obtenidos son similares a los datos experimentales.

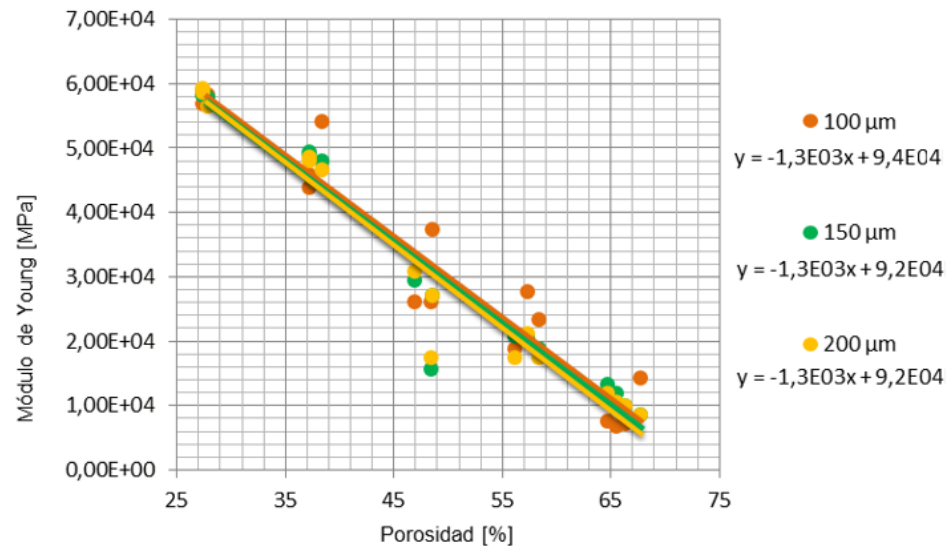


Figura 2.13 Gráfica del módulo de Young vs. Porcentaje de porosidad de los distintos tamaños de espuma con poros esféricos.

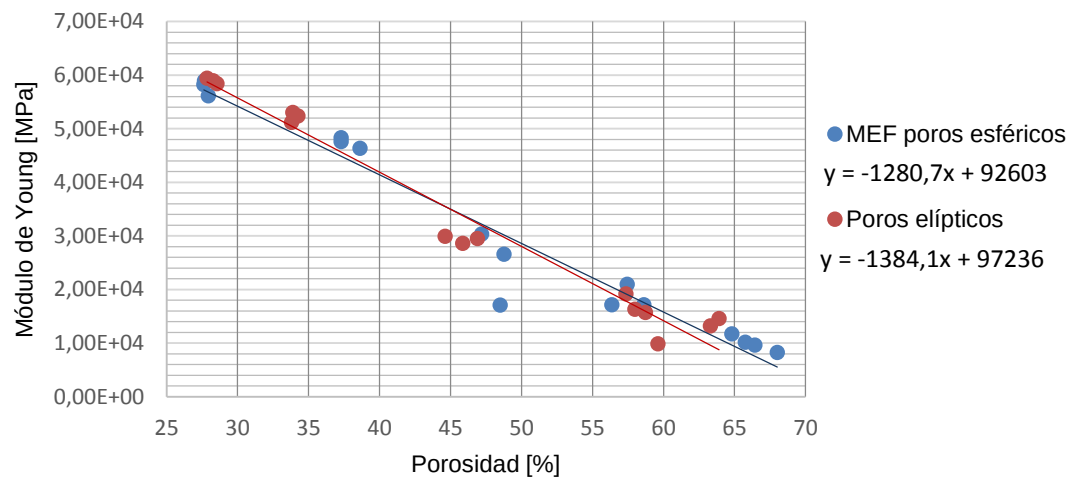


Figura 2.14 Gráfica del módulo de Young vs. Porcentaje de porosidad de las distintas morfologías de poros.

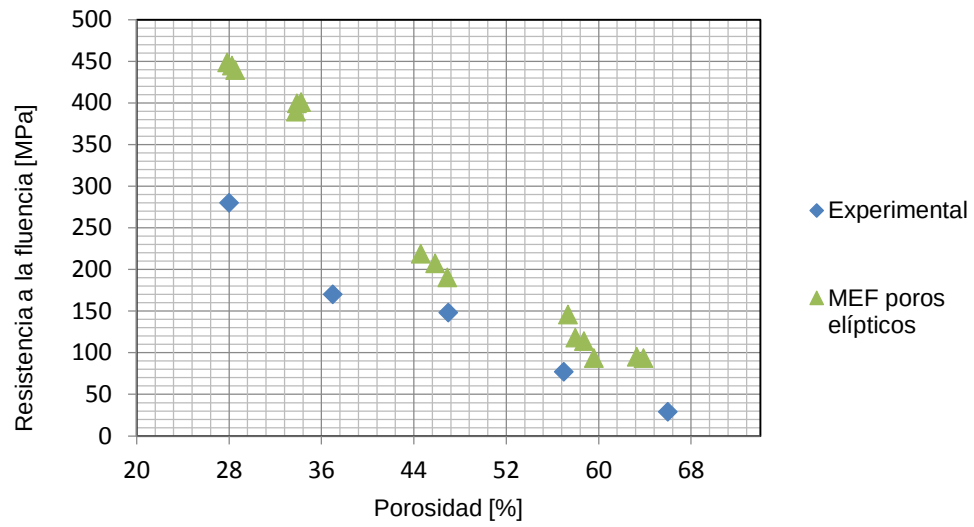


Figura 2.15 Resistencia a la fluencia vs. Porosidad de Espumas con poros elípticos con MEF y ensayo de compresión.

3. Metodología

Una deformación permanente en una prótesis podría impedir que cumpla su función o incluso dañar los tejidos que la rodean, es por esto que se debe procurar no someter al reemplazo óseo a esfuerzos superiores al de fluencia. Por lo tanto, los parámetros relevantes a determinar son el esfuerzo de fluencia y el módulo de Young, el primero para determinar si resiste un esfuerzo igual o superior al del hueso antes de pasar al tramo plástico, y el segundo para encontrar el rango de porosidad que mejor se adecúa al comportamiento del tejido óseo y así evitar el apantallamiento de tensiones.

Para obtener estos parámetros, es necesario simular un ensayo de compresión y con ello elaborar un gráfico de Esfuerzo vs Deformación, que abarque el tramo elástico y por lo menos una fracción del rango plástico, permitiendo así obtener el punto de fluencia, según el método descrito en el apartado 2.1.3. Para ello, se determina aplicar un desplazamiento del 3% del alto de la probeta (distancia entre caras planas).

A continuación, se describe el procedimiento a seguir para obtener los parámetros requeridos.

3.1. Generación de geometrías

Se utiliza el software LIGGGHTS[®] para simular el comportamiento de los espaciadores al sumergirse en el material base de la probeta, representándolos como esferas que se sumergen en un medio continuo con forma cilíndrica. Con ello se obtiene la distribución aleatoria de los poros en cada geometría.

Luego se procesan los resultados de la simulación y se obtiene un script compatible con el software ANSYS, que indica las coordenadas donde se ubica cada poro.

En la Figura 3.1 se muestra un ejemplo de distribución aleatoria de poros en una probeta cilíndrica, generada mediante el método de elementos discretos utilizando el software LIGGGHTS®.

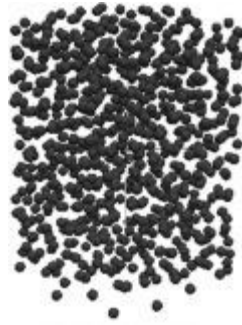


Figura 3.1 Distribución aleatoria de poros generada mediante método de elementos discretos.

3.2. Caracterización del ensayo

En primer lugar, para simular el ensayo de compresión, se abre para cada geometría un módulo *Static Structural* en la plataforma ANSYS Workbench.

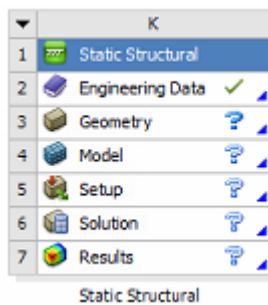


Figura 3.2 Módulo *Static Structural* en ANSYS Workbench.

3.2.1. Propiedades del material base

El resumen de las propiedades del material base a ingresar se muestra en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 Propiedades del material base Ti-Ta-Nb-Mn.

Propiedad	Valor	Unidad
Densidad	4510	kg/m ³
Módulo de Young	1,5x10 ⁴	MPa
Esfuerzo de fluencia	1,5x10 ²	MPa
Módulo tangente (tramo plástico)	1,0x10 ²	MPa
Coefficiente de Poisson	0,33	-

En el módulo *Static Structural*, se abre la sección *Engineering Data* y se introducen las propiedades mecánicas del material base Ti-Ta-Nb-Mn, como se muestra en la Figura 3.3.

Properties of Outline Row 3: Structural Steel				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Density	4510	k...	
3	Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion			
4	Coefficient of Thermal Expansion	1,2E-05	C...	
5	Reference Temperature	22	C	
6	Isotropic Elasticity			
7	Derive from	Young's Modulus and Pois...		
8	Young's Modulus	1,5E+10	Pa	
9	Poisson's Ratio	0,33		
10	Bulk Modulus	1,4706E+10	Pa	
11	Shear Modulus	5,6391E+09	Pa	
12	Field Variables			
16	Bilinear Isotropic Hardening			
17	Yield Strength	1,5E+08	Pa	
18	Tangent Modulus	1E+08	Pa	
19	Alternating Stress Mean Stress	Tabular		
23	Strain-Life Parameters			
24	Display Curve Type	Strain-Life		
25	Strength Coefficient	9,2E+08	Pa	
26	Strength Exponent	-0,106		
27	Ductility Coefficient	0,213		
28	Ductility Exponent	-0,47		
29	Cyclic Strength Coefficient	1E+09	Pa	
30	Cyclic Strain Hardening Exponent	0,2		
31	Tensile Yield Strength	6,5E+08	Pa	
32	Compressive Yield Strength	6,5E+08	Pa	
33	Tensile Ultimate Strength	1,07E+09	Pa	
34	Compressive Ultimate Strength	0	Pa	

Figura 3.3 Sección *Engineering Data* de *Static Structural*.

Se utiliza el modelo idealizado de comportamiento elastoplástico con endurecimiento por deformación, descrito en el apartado 2.1.7. Para ello se incluye la sección *Bilinear Isotropic Hardening*, se ingresa el esfuerzo de fluencia y la pendiente del tramo plástico, denominado “Módulo tangente”. La curva resultante se muestra en la Figura 3.4.

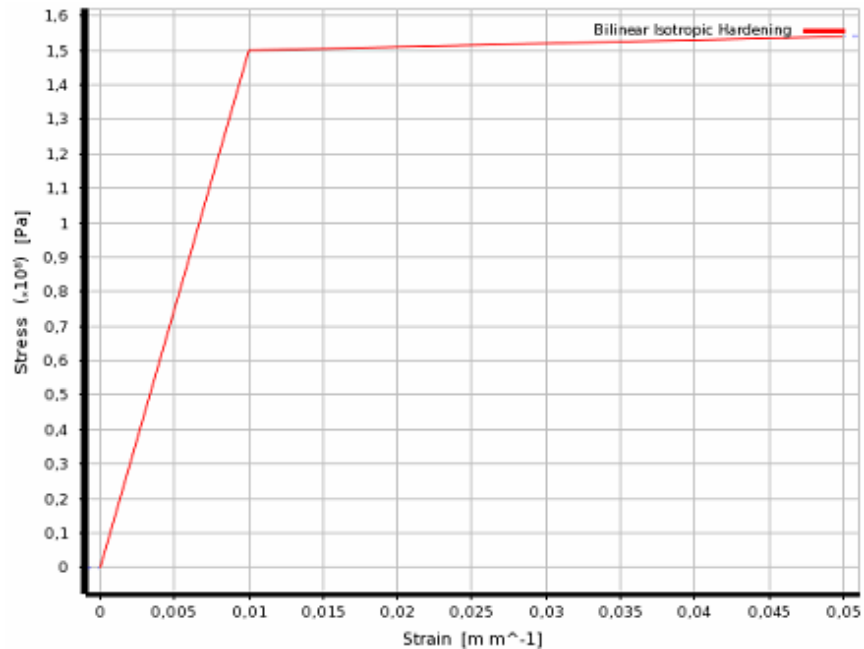


Figura 3.4 Curva de esfuerzo vs deformación unitaria del material base, aplicando modelo idealizado de comportamiento elastoplástico con endurecimiento por deformación.

3.2.2. Cargar geometría

Se ingresa a la sección *Geometry*, lo que abre una nueva ventana con el entorno gráfico necesario para crear o cargar geometrías. En dicha ventana, se debe desplegar el menú *Units* y escoger la opción *Micrometer*.

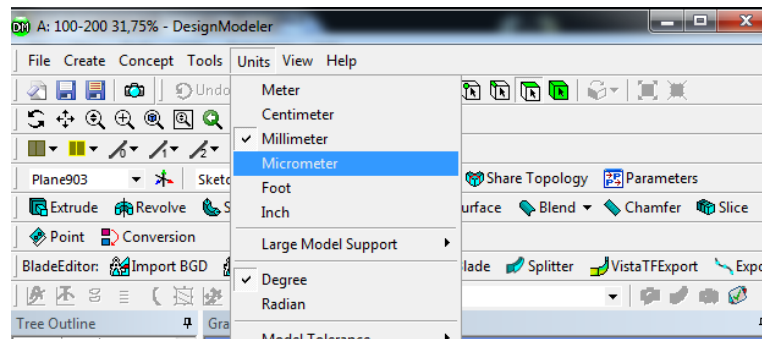


Figura 3.5 Definición de unidades.

Luego, seleccionar *Run Script* en el menú *File* y abrir el archivo de extensión .js generado con el software LIGGGHTS correspondiente a la geometría que se desea cargar.

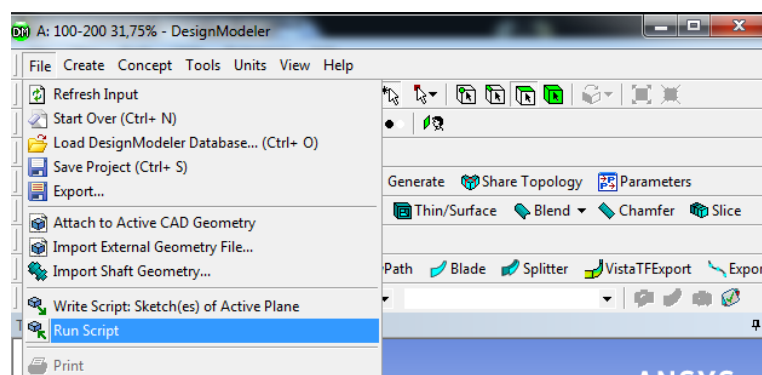


Figura 3.6 Ejecución de archivo para cargar geometría.

En la Figura 3.7 se muestra un ejemplo de geometría generada en Ansys, a partir de una distribución aleatoria de poros generada en LIGGGHTS®.

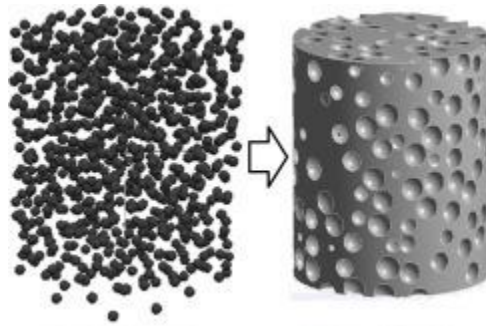


Figura 3.7 Geometría generada en Ansys a partir de distribución aleatoria de poros.

Una vez que se termine de ejecutar el archivo, en el historial de operaciones mostrado en forma de esquema de árbol, se debe verificar que haya un solo cuerpo sólido. En caso contrario, suprimir todos los cuerpos que no correspondan a la geometría principal.

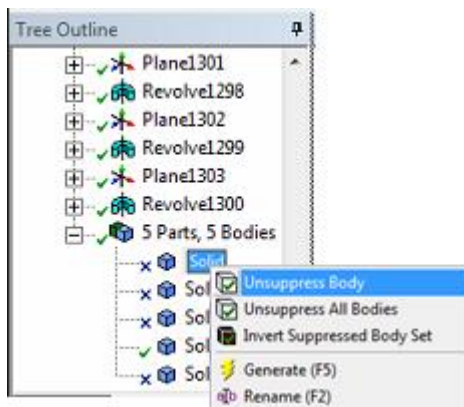


Figura 3.8 Historial de operaciones. Cómo suprimir cuerpos.

3.2.3. Mallado

En una primera instancia, se genera una malla básica para todas las geometrías, para lo cual se debe abrir la sección *Model*, luego presionar el botón secundario del cursor en *Mesh* y seleccionar *Generate Mesh*.

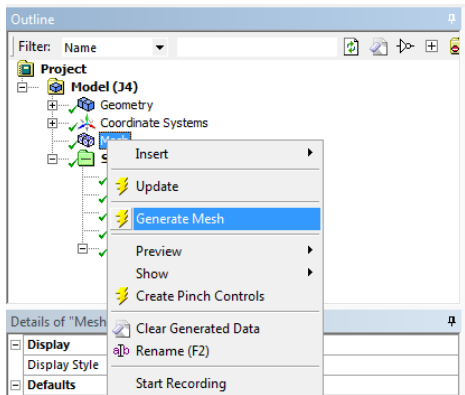


Figura 3.9 Generación de malla.

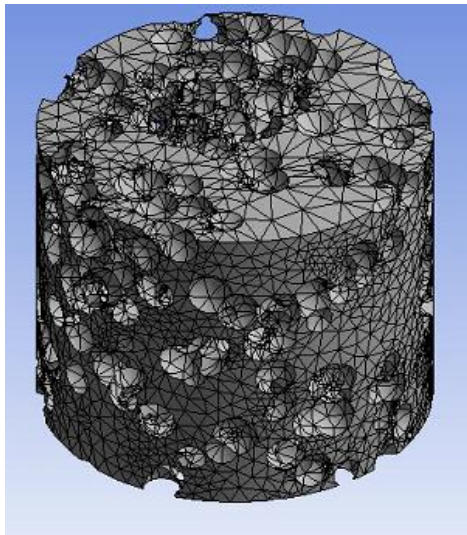


Figura 3.10 Ejemplo de malla generada.

Para determinar la calidad de malla, es necesario revisar que los parámetros expuestos en el punto 0 cumplan con los valores recomendados. En el anexo A se expone el promedio y la desviación estándar de dichos parámetros para cada geometría.

Se indica a continuación los criterios que determinan si una malla es aceptable:

- Calidad ortogonal superior a 0,5.
- Calidad de elementos superior a 0,5.
- Asimetría inferior a 0,5.
- Relación de aspecto inferior a 5.

Una vez que se comprueba que la malla de todas las geometrías cumple con las condiciones de calidad de malla, se continúa con la configuración de análisis, donde se ingresan las condiciones de contorno a las cuales están sometidas las geometrías durante la simulación.

3.2.4. Configuración de análisis

Dentro de la ventana *Model*, se ingresa a *Analysis Settings* y se agrega en el menú de detalles la cantidad de pasos en los cuales se dividirá el desplazamiento a aplicar. Además, se debe agregar un rango para la cantidad de Sub-pasos en los cuales se realizará cada paso de desplazamiento, el parámetro parte en el valor mínimo y si el programa determina que es necesario realizar más sub-pasos, se aumenta su cantidad hasta un valor máximo definido por el usuario.

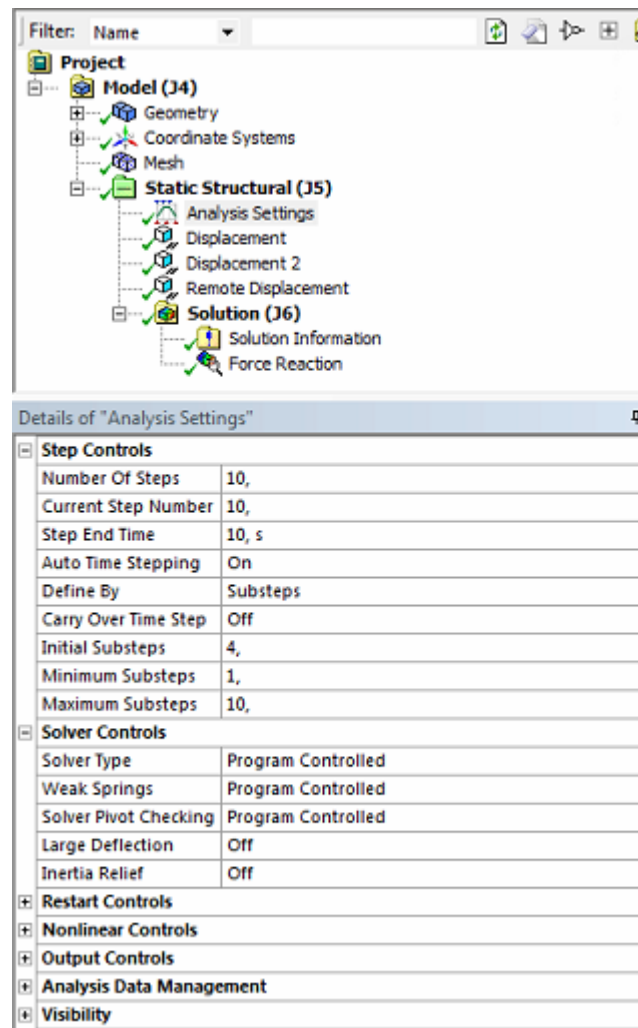


Figura 3.11 Configuración de análisis.

3.2.5. Condiciones de contorno

Al presionar *Static Structural* se muestran las posibles condiciones de contorno en la barra de herramientas, como se muestra en la Figura 3.12.

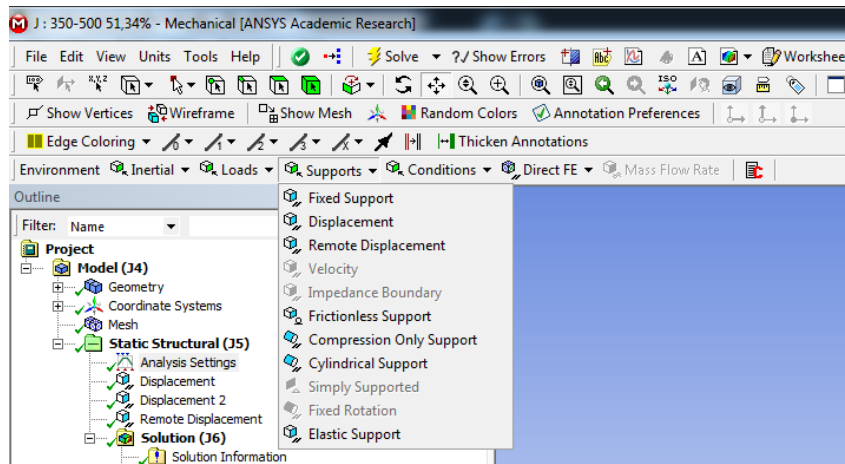


Figura 3.12 Posibles condiciones de contorno.

Para simular el ensayo de compresión se agregan dos desplazamientos y un desplazamiento remoto, el primer desplazamiento corresponde a la superficie móvil del equipo, por lo que se agrega en una de las caras planas de la probeta y se define ingresando en la dirección del eje axial una tabla de datos con el desplazamiento, dividido en la cantidad de pasos, y se deja libre en las otras direcciones. El sentido de aplicación del desplazamiento debe ser hacia el interior de la probeta para simular la compresión.

Details of "Displacement"		Tabular Data		
Scope		Steps	Time [s]	☒ Z [mm]
Scoping Method	Geometry Selection	1	1	0,
Geometry	1 Face	2	1	3,84
Definition		3	2	7,68
Type	Displacement	4	3	11,52
Define By	Components	5	4	15,36
Coordinate System	Global Coordinate System	6	5	19,2
☐ X Component	Free	7	6	23,04
☐ Y Component	Free	8	7	26,88
Z Component	Tabular Data	9	8	30,72
Suppressed	No	10	9	34,56
Tabular Data		11	10	38,4
Independent Variable	Time	*		

Figura 3.13 Desplazamiento que simula cara móvil y su tabla de datos

Además, las paredes del equipo impiden la rotación de la probeta, por lo que se agrega un desplazamiento remoto para asegurar que esto no suceda en la simulación. Se define limitando a 0° la rotación en todos los ejes.

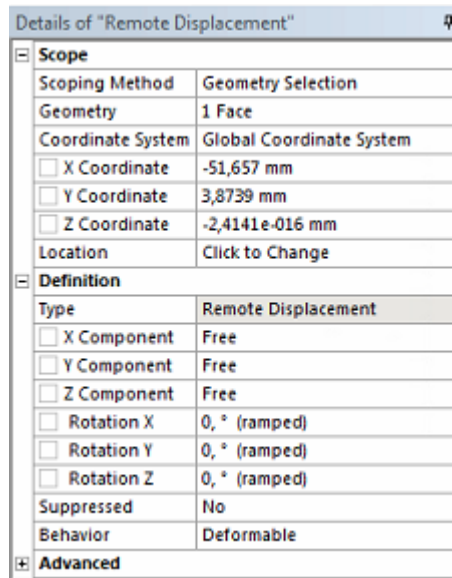


Figura 3.14 Desplazamiento remoto que impide la rotación.

El segundo desplazamiento representa la superficie fija, por lo que se agrega en la cara plana opuesta y se define fijando en 0 [mm] el desplazamiento en el eje axial de la probeta.

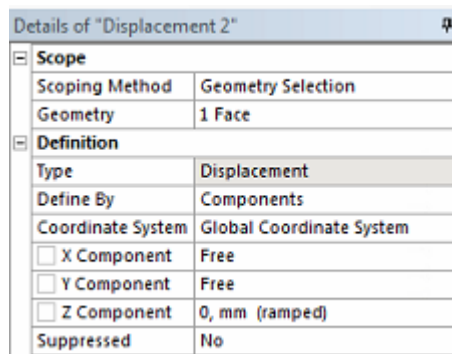


Figura 3.15 Desplazamiento que simula superficie fija.

El conjunto de condiciones de contorno y el sentido de aplicación del desplazamiento se muestra en la Figura 3.16.

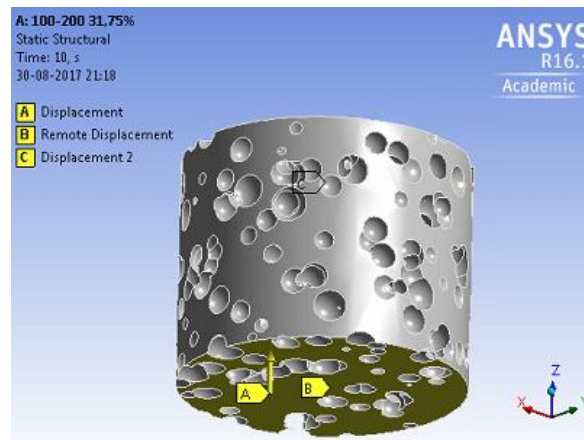


Figura 3.16 Condiciones de contorno.

3.2.6. Solicitud de parámetros

Al presionar en *Solutions* se muestran las posibles pruebas a realizar. En este caso se requiere obtener la fuerza que se genera como reacción al desplazamiento en la superficie fija del equipo, para lo que se presiona en *Probe*, luego en *Force Reaction* y se selecciona el segundo desplazamiento en el menú de detalles.

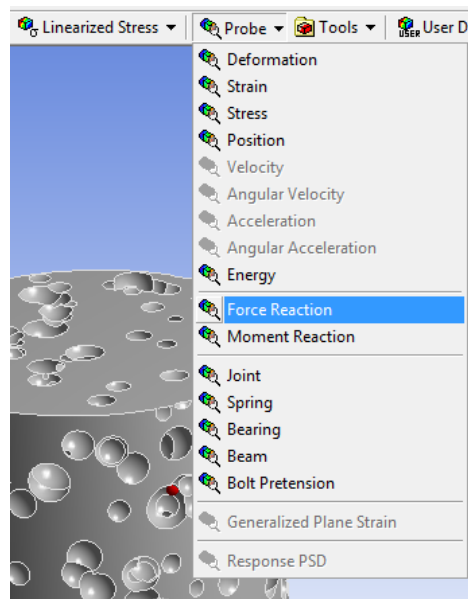


Figura 3.17 Solicitud de fuerza generada como reacción al desplazamiento.

Luego se presiona *Solve*, lo que inicia la iteración y finalmente entrega los resultados. La fuerza de reacción obtenida para cada paso de desplazamiento, se muestra en las tablas 9.3, 9.4 y 9.5 en el Anexo B.

En las Figuras 3.18, 3.19 y 3.20 se muestra respectivamente la deformación de una probeta en relación a su forma original, la distribución de deformaciones unitarias y la distribución de esfuerzos en el estado de máxima deformación aplicada en el ensayo.

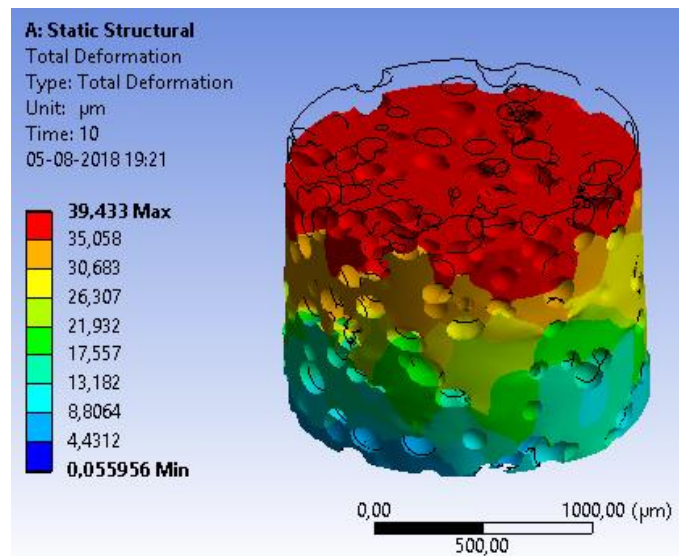


Figura 3.18 Deformación total de una probeta en relación a su forma original.

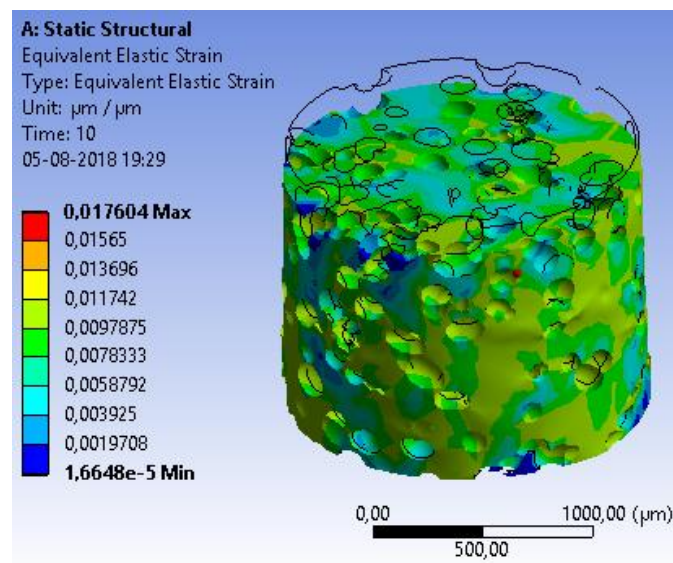


Figura 3.19 Distribución de deformaciones unitarias en el estado de máxima deformación de la probeta.

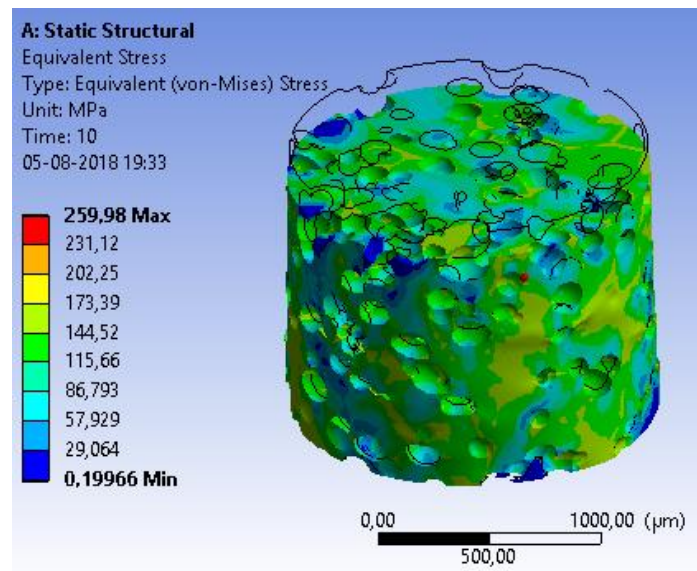


Figura 3.20 Distribución de Esfuerzo en el estado de máxima deformación de la probeta.

3.3. Obtención de diagramas Esfuerzo vs Deformación

El programa entrega una tabla de datos con la fuerza calculada para cada sub-paso. Se copia dicha tabla en Excel y se crea una columna que calcula el desplazamiento a partir de la proporcionalidad entre el desplazamiento máximo y la cantidad de pasos.

Luego, con los datos de fuerza y desplazamiento, se obtienen columnas de esfuerzo y deformación unitaria, utilizando las expresiones 2.1 y 2.2 respectivamente.

Finalmente, se genera el gráfico de Esfuerzo vs Deformación unitaria a partir de estas columnas y se repite este procedimiento para cada geometría.

3.4. Obtención de propiedades mecánicas

Aplicando la expresión 2.4 en la simulación MEF, se obtiene la expresión 3.1,

$$E = \left(\frac{F_r}{A_0} \right) / \left(\frac{\Delta l}{L_0} \right), \quad (3.1)$$

donde F_r es la fuerza de reacción al desplazamiento, A_0 es el área de sección transversal original, Δl es el desplazamiento aplicado y L_0 es la longitud original en esa dirección.

Por lo tanto, para obtener el módulo de Young se hace una interpolación lineal en el tramo elástico del gráfico de Esfuerzo vs Deformación unitaria y se calcula la pendiente de la recta resultante.

El esfuerzo de fluencia se consigue siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 2.1.3 sobre el gráfico de Esfuerzo vs Deformación unitaria de cada geometría.

Los resultados de módulo de Young y esfuerzo de fluencia para cada geometría, se muestran en las tablas 9.6, 9.7 y 9.8, en el Anexo C.

4. Resultados

4.1. Diagramas esfuerzo vs deformación unitaria

Se presentan a continuación los gráficos de Esfuerzo vs Deformación unitaria obtenidos para espumas con diferente porcentaje de porosidad, separadas en tres figuras, según el rango de tamaño de poro.

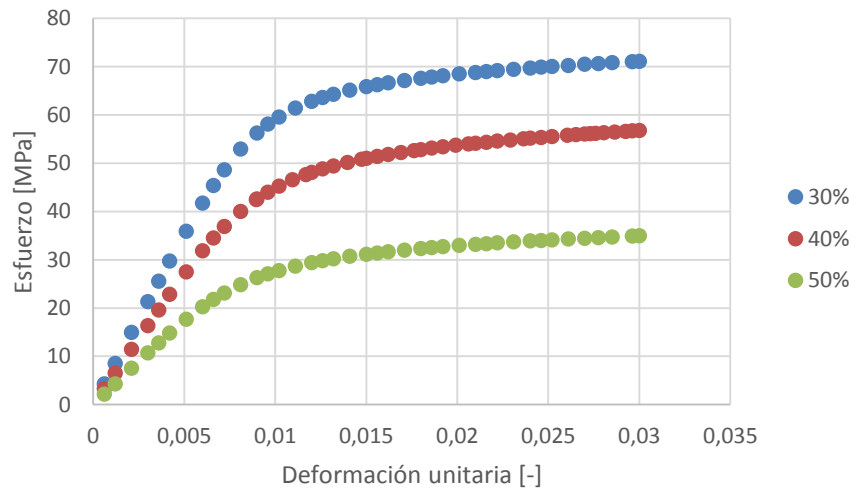


Figura 4.1 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [μm].

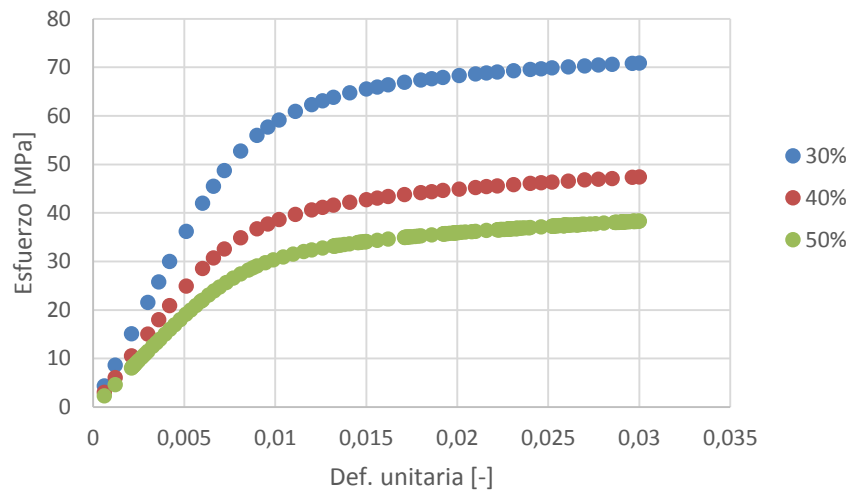


Figura 4.2 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 μm .

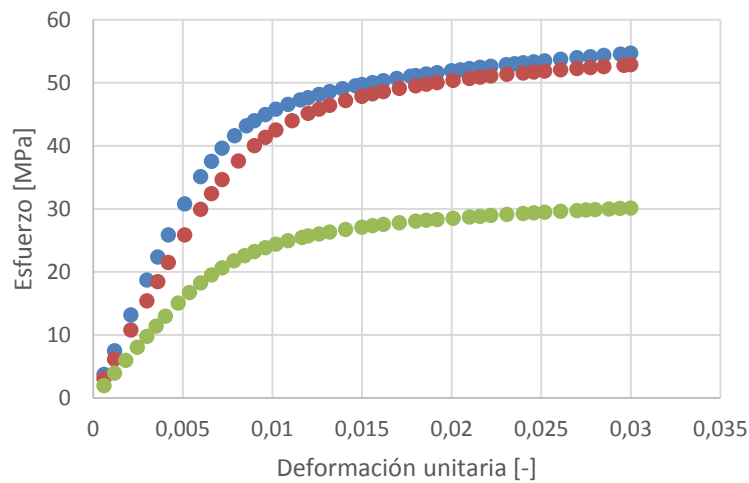


Figura 4.3 Curvas representativas de Esfuerzo vs Deformación unitaria, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 μm .

4.2. Módulo de Young vs porcentaje de porosidad

El módulo de Young obtenido a partir de los diagramas anteriores se presenta en función del porcentaje de porosidad en los siguientes gráficos, separados según el rango de tamaño de poros. Se muestra también la curva que mejor representa el comportamiento del material, obtenida a través de una interpolación lineal a los puntos de cada gráfico.

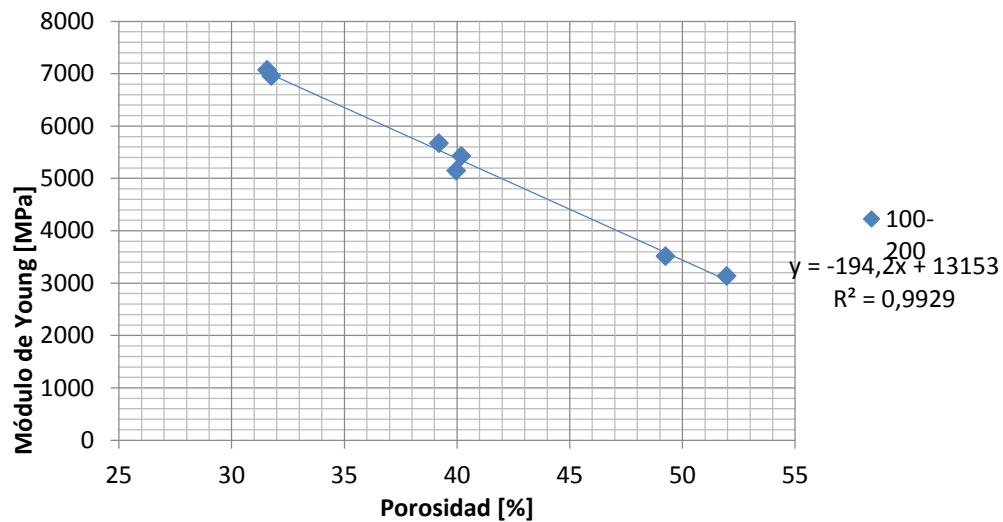


Figura 4.4 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [µm].

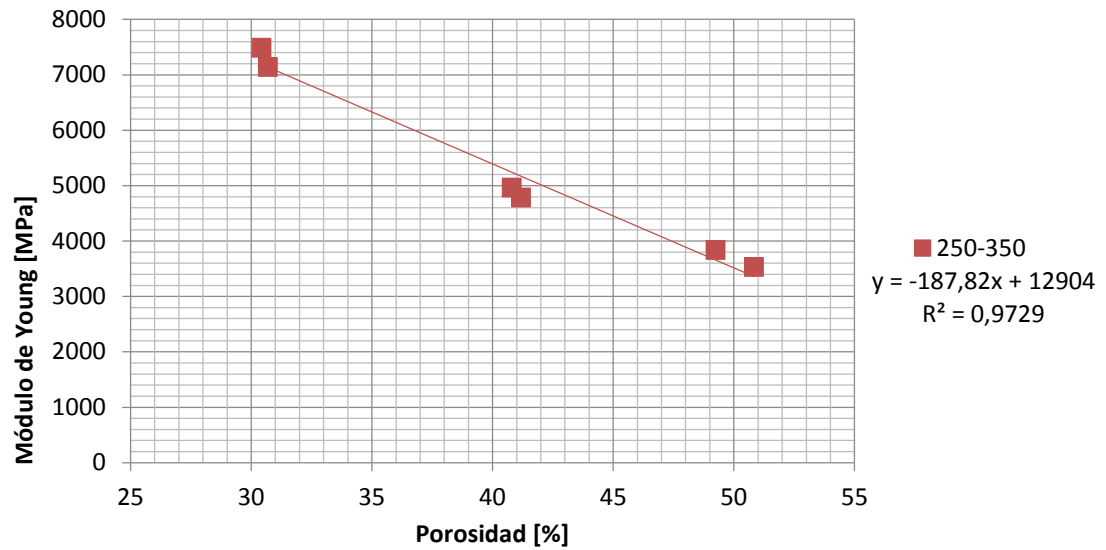


Figura 4.5 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 μm .

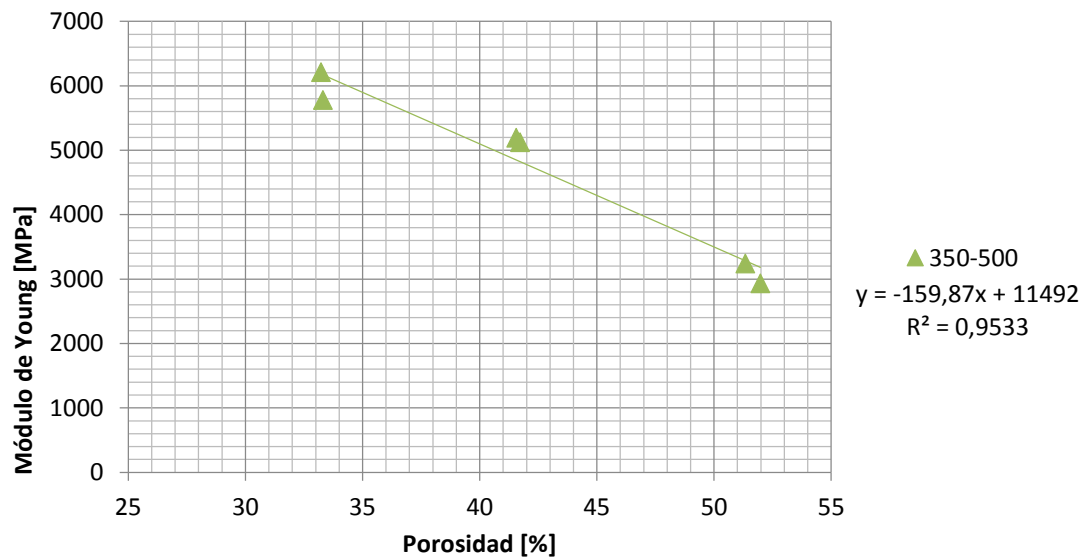


Figura 4.6 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 μm .

En el siguiente gráfico se compilan las tres rectas anteriores con sus respectivas ecuaciones, para facilitar su comparación.

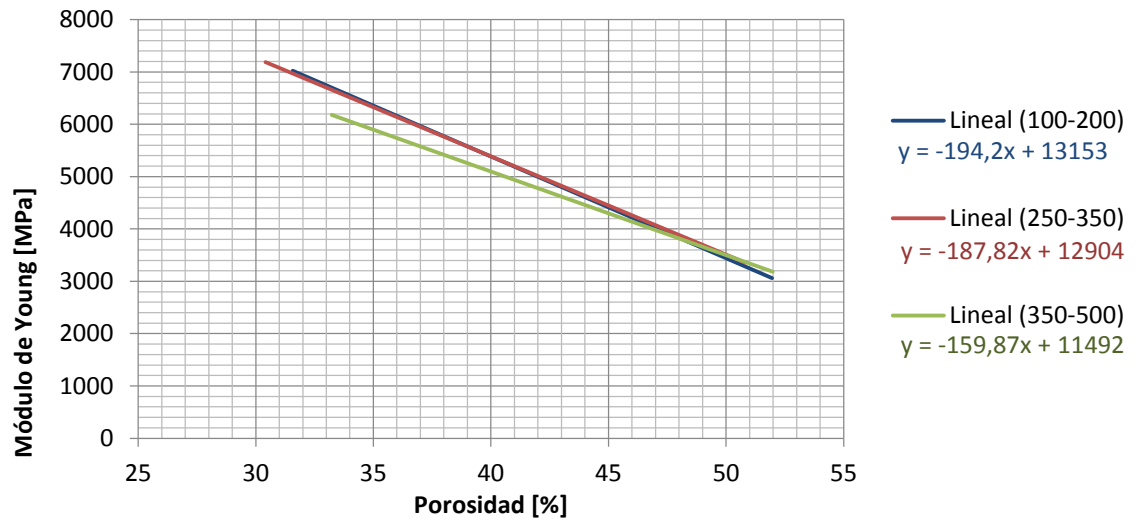


Figura 4.7 Rectas que representan el comportamiento del módulo de Young de las probetas, separadas según el rango de tamaño de sus poros.

Finalmente se muestra en la Figura 4.8 un resumen de los resultados de módulo de Young en función del porcentaje de porosidad y las rectas que representan el comportamiento de cada rango de tamaño de poros.

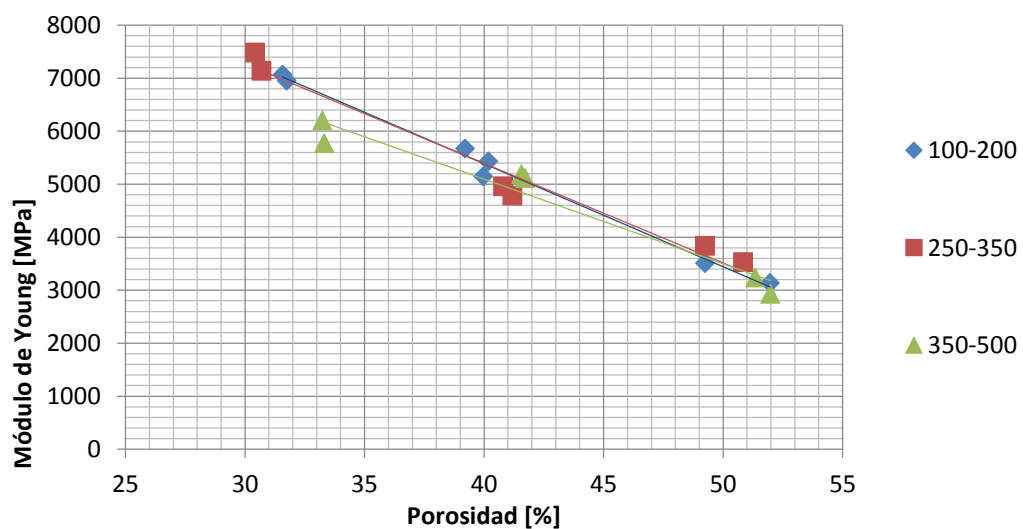


Figura 4.8 Resultados de módulo de Young en función del porcentaje de porosidad.

4.3. Esfuerzo de fluencia

Se obtiene para cada geometría el esfuerzo de fluencia aplicando el procedimiento descrito en el apartado 2.1.3 al gráfico de Esfuerzo vs Deformación unitaria. Los resultados se presentan en función del porcentaje de porosidad en los siguientes gráficos, separados según el rango de tamaño de poros. Se muestra también la curva que mejor representa el comportamiento del material, obtenida a través de una interpolación lineal a los puntos de cada gráfico.

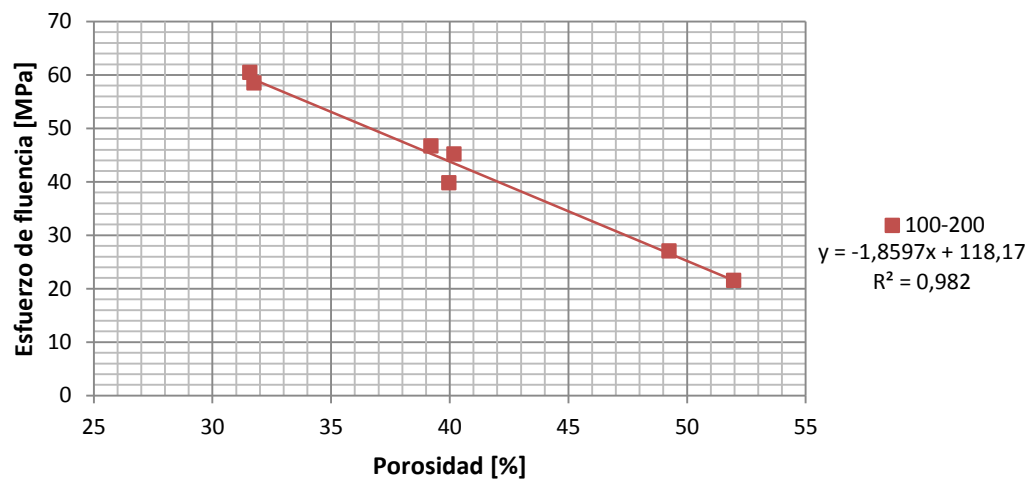


Figura 4.9 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 100 y 200 [µm].

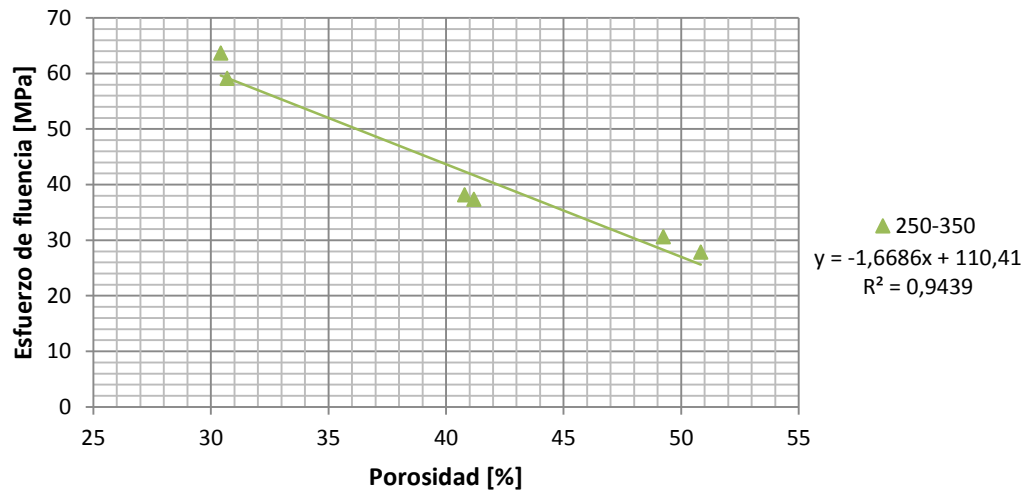


Figura 4.10 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 250 y 350 μm .

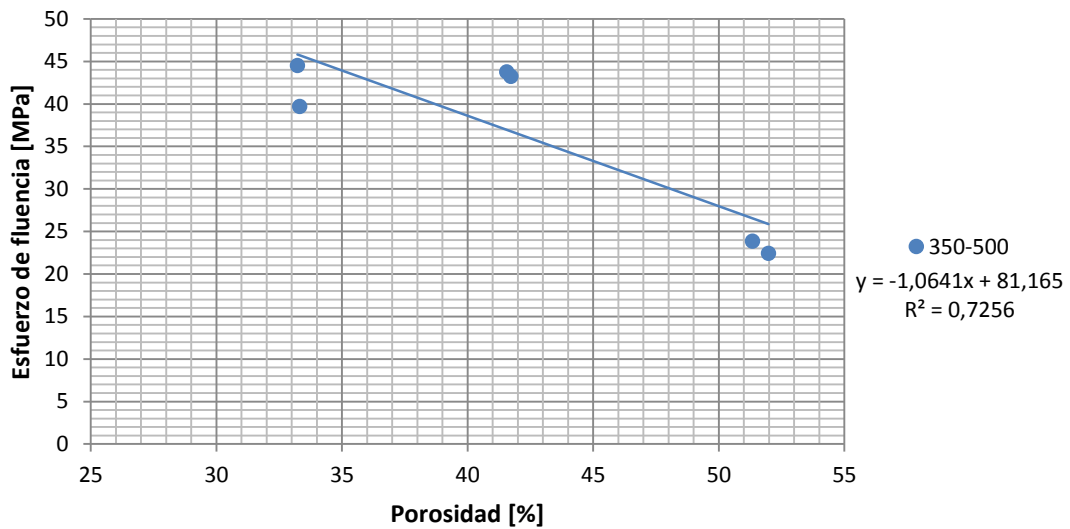


Figura 4.11 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, para espumas con diámetros de poro entre 350 y 500 μm .

Finalmente se muestra en la Figura 4.12 un resumen de los resultados de esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad y las rectas que representan el comportamiento de cada rango de tamaño de poros.

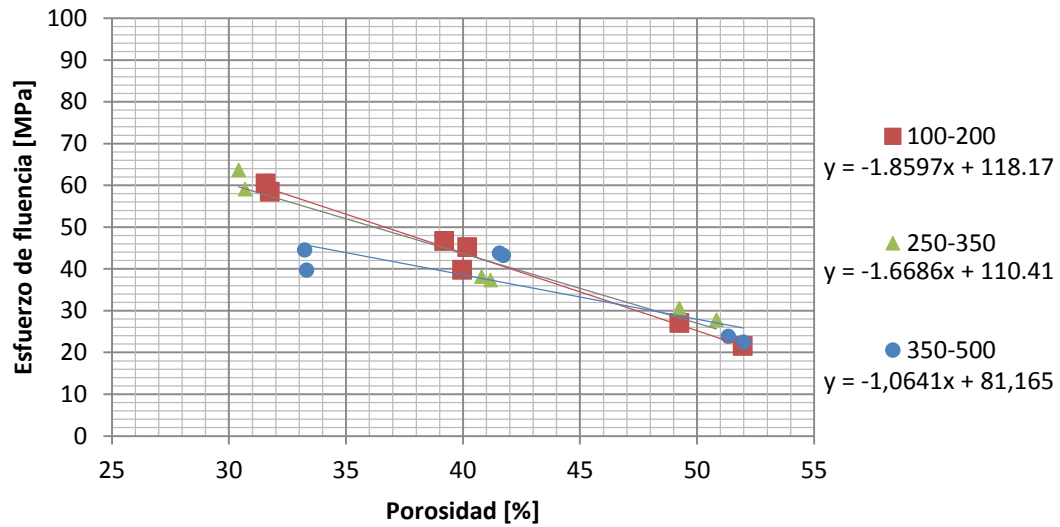


Figura 4.12 Resultados de Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad.

5. Análisis de resultados

Para cada probeta se obtiene un gráfico de esfuerzo vs deformación unitaria con un rango elástico, una transición suave y un rango plástico bien definidos. Este gráfico permite estimar cómo se comportaría una probeta real fabricada con el material base estudiado en este trabajo de título.

Al graficar el módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, se observa que al aumentar la porosidad, el módulo de Young disminuye y el comportamiento de los datos se asemeja a una relación lineal decreciente, para cada rango de tamaño de poros.

Al interpolar los datos de cada rango de tamaño de poros, las curvas obtenidas son muy similares en los tres casos.

En el caso del esfuerzo de fluencia, al generar el gráfico en función de la porosidad también se observa que el comportamiento de los datos se asemeja a una relación lineal decreciente, para cada rango de tamaño de poros.

Al realizar las interpolaciones correspondientes a cada rango, las tres curvas obtenidas son similares entre 40% y 55% de porosidad, sin embargo, con valores cercanos al 30% de porosidad, las geometrías en el rango de 350 a 500 [μm] tiende a presentar valores de esfuerzo de fluencia más bajo que los otros rangos de tamaño de poro.

De modo general, al elevar el porcentaje de porosidad, disminuye el módulo de Young y el esfuerzo de fluencia en los gráficos obtenidos. Esto se explica porque al incrementar la cantidad de poros, aumentan los defectos estructurales y las tensiones acumuladas alrededor de los poros, reduciendo la resistencia mecánica a la deformación y, por lo tanto, su módulo de Young y esfuerzo de fluencia.

Si se considera que el tamaño de poros no afecta significativamente las propiedades mecánicas de la espuma metálica, se pueden agrupar los datos obtenidos y generar gráficos de módulo de Young y esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad.

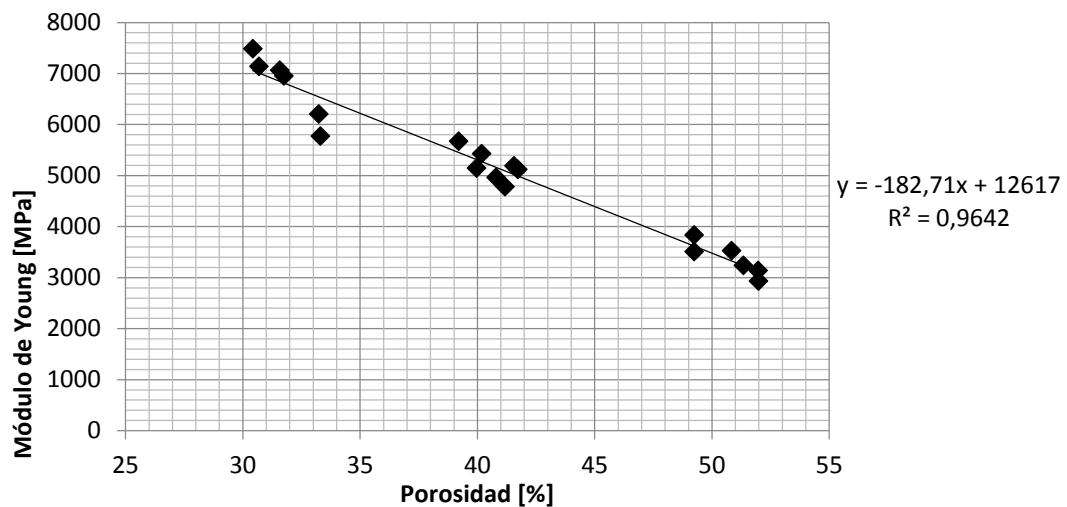


Figura 5.1 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad.

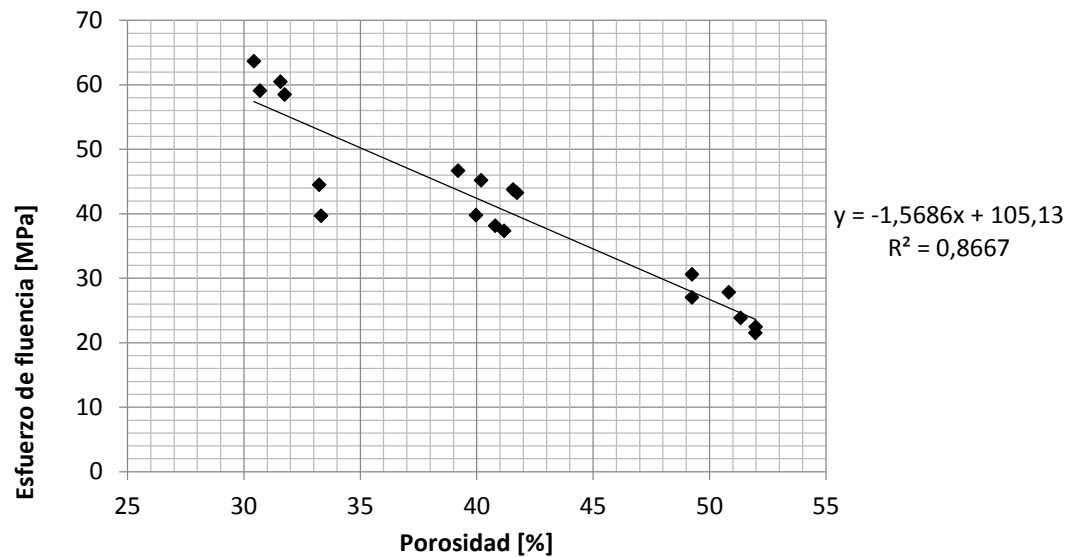


Figura 5.2 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad.

Se aprecian puntos aislados en los gráficos que poseen mayor desviación con respecto a la recta obtenida en la interpolación lineal. Esto se puede producir por concentraciones de esfuerzo generadas en estas geometrías o errores en la simulación por aproximaciones del mallado.

Si se eliminan los dos puntos con mayor error porcentual con respecto a la recta interpolada, se obtienen los gráficos expuestos en las Figuras 5.3 y 5.4, cuyas rectas tienen un coeficiente de correlación de Pearson (R^2) más cercano a 1 y, por lo tanto, la relación lineal es más exacta.

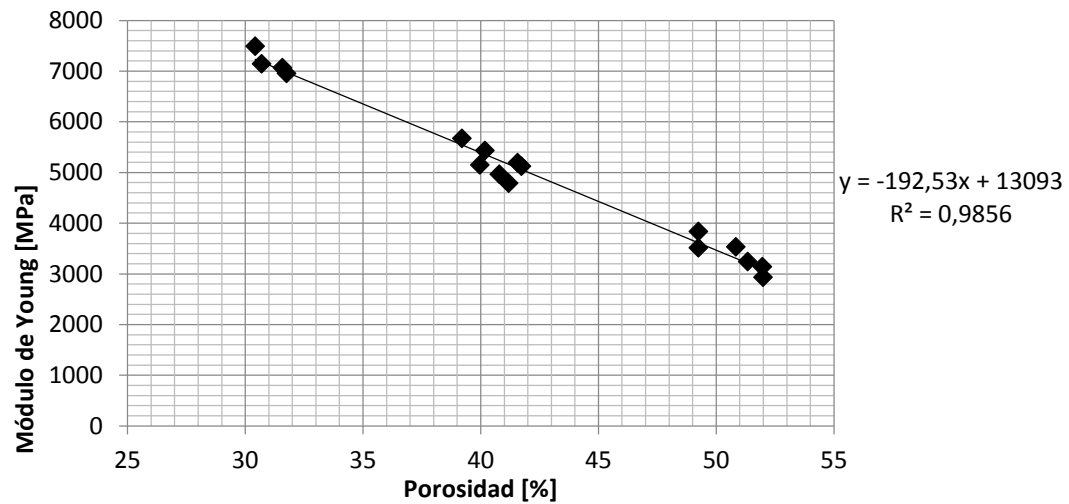


Figura 5.3 Módulo de Young en función del porcentaje de porosidad, omitiendo los datos con más error porcentual con respecto a la recta interpolada.

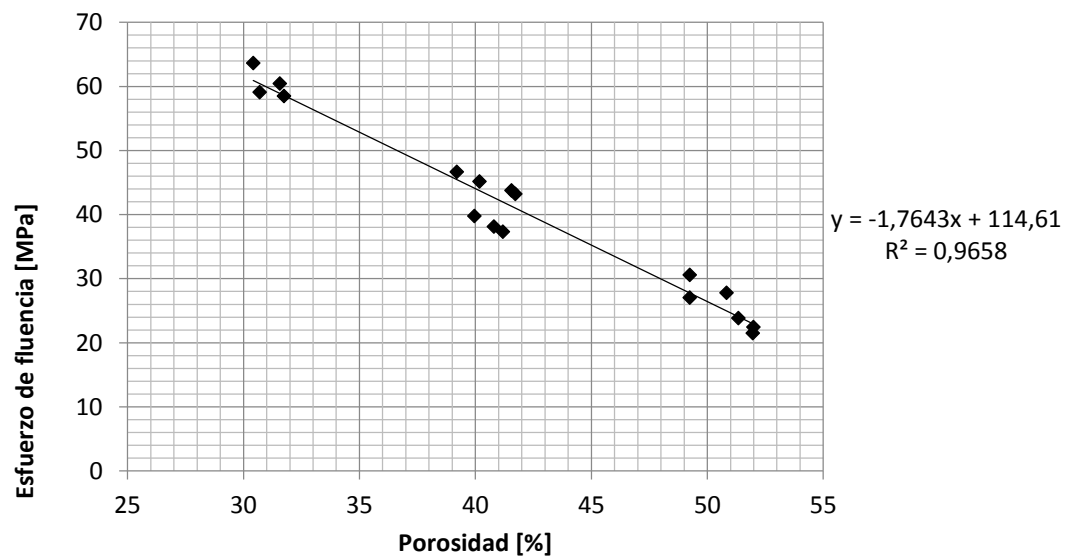


Figura 5.4 Esfuerzo de fluencia en función del porcentaje de porosidad, omitiendo los datos con más error porcentual con respecto a la recta interpolada.

Las rectas obtenidas en estos gráficos pueden ser utilizadas para estimar la porosidad necesaria que permite obtener espumas metálicas del material base estudiado con propiedades mecánicas similares a las del tejido óseo que se pretende reemplazar.

Para lo anterior, en primer lugar se debe verificar que la prótesis tenga un esfuerzo de fluencia igual o superior al del tejido óseo a reemplazar.

El tejido trabecular posee esfuerzo de fluencia cercano a 50 [MPa], por lo que la porosidad máxima es de 36,6%, como se muestra en la Figura 5.5.

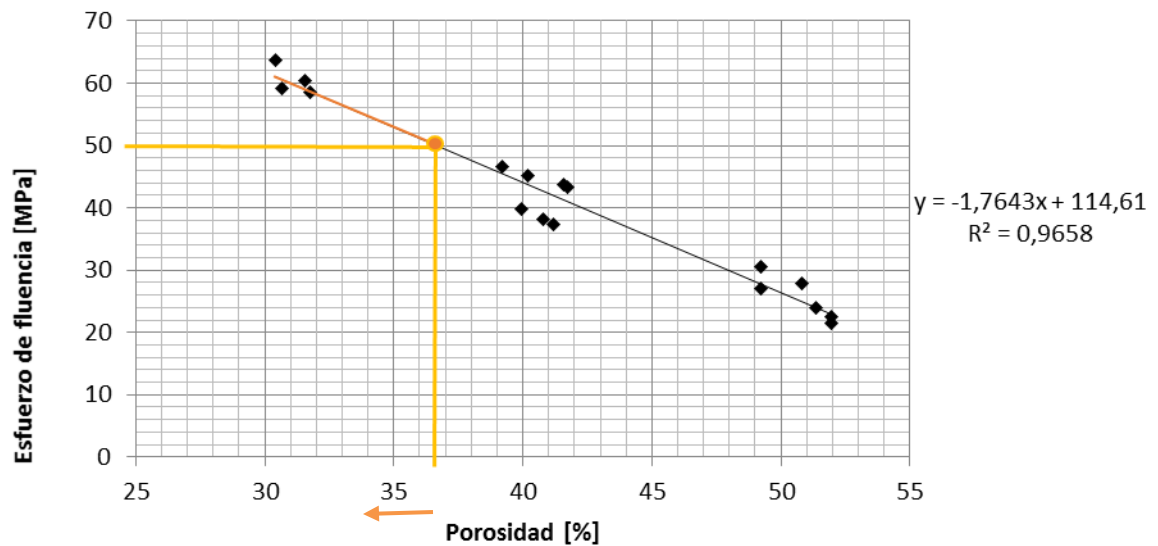


Figura 5.5 Máxima porosidad para reemplazar tejido trabecular.

En el caso del tejido cortical, el esfuerzo de fluencia es aproximadamente 150 [MPa], mismo valor que posee el material base estudiado, por lo que ninguna porosidad cumple con la condición de tener un esfuerzo de fluencia igual o superior al del tejido a reemplazar.

Además, la prótesis debe tener un módulo de Young igual o inferior al del tejido óseo, para evitar el apantallamiento de tensiones.

El módulo de Young del tejido trabecular varía entre 3170 [MPa] y 11380 [MPa], por lo que la porosidad mínima que cumple con esta condición varía entre 51,5% y 8,9%, dependiendo del tejido trabecular que se pretende reemplazar.

El tejido cortical posee un módulo de Young de 13000 [MPa] en sentido transversal y 20000 [MPa] en sentido longitudinal. La porosidad mínima que cumple con esta condición es 0,5% para el sentido transversal y en el caso del sentido longitudinal, todas las porosidades cumplen, ya que el módulo de Young del material base es de 15000 [MPa].

Por lo tanto, considerando ambas condiciones, el rango de porosidad aceptable para reemplazar el tejido trabecular varía entre 8,9% y 36,6%, dependiendo de las propiedades del tejido a substituir. Cabe destacar que el rango entre 36,6% y 51,5% (6042 [MPa] a 3170 [MPa]) no cumple con la condición de tener esfuerzo de fluencia superior al del tejido reemplazado, por lo que no se puede utilizar como prótesis. Entonces, es necesario verificar que el módulo de Young del tejido a substituir no sea inferior a 6042 [MPa], ya que en estos casos la porosidad mínima para evitar el apantallamiento de tensiones no cumple con poseer la resistencia a la fluencia suficiente para evitar que la prótesis sufra deformación permanente antes que el tejido que la rodea.

Por otra parte, el tejido cortical puede ser sustituido por el material base estudiado en formato macizo, ya que sus propiedades mecánicas cumplen con ambas condiciones antes expuestas, no así las espumas fabricadas en base a este.

6. Conclusiones

Dado que se consiguen gráficos de esfuerzo vs deformación unitaria con tramos definidos para cada probeta, se logra obtener el módulo de Young y el esfuerzo de fluencia para cada geometría mediante la simulación de un ensayo de compresión en el software ANSYS. Además, esto se realiza variando el porcentaje de porosidad y tamaño de poro, y se determina la influencia de estos parámetros en las propiedades mecánicas obtenidas a través de la simulación.

Las funciones lineales decrecientes obtenidas en los gráficos de módulo de Young vs porosidad permiten saber los parámetros de fabricación necesarios para elaborar una espuma metálica con un módulo de Young cercano al del tejido óseo a reemplazar, sin la necesidad de realizar pruebas destructivas con elementos reales, disminuyendo los costos totales de su desarrollo. Por otra parte, las curvas de esfuerzo de fluencia vs porosidad, permiten saber si con una porosidad específica, una espuma metálica fabricada con el material base estudiado es capaz de soportar los esfuerzos a los que estará sometida.

Obtener curvas similares en los tres rangos de tamaño de poros, indica que por lo menos en los rangos simulados en esta memoria (porosidad: 30% a 53%; tamaño de poros: 100 a 500 [μm]), las curvas de módulo de Young en función de la porosidad tienden a ser independientes del tamaño de poros.

Sin embargo, al analizar las curvas de Esfuerzo de fluencia, las geometrías con porosidad cercana a 30% y poros en el rango de 350 a 500 [μm], tienden a presentar esfuerzos de fluencia menores. Esto se puede producir por concentraciones de esfuerzo generadas en estas geometrías o errores en la simulación por aproximaciones del mallado. Los problemas por aproximaciones del mallado pueden ser corregidos mejorando los parámetros de calidad de malla, pero se requiere un equipo computacional más avanzado.

Si se excluyen los dos valores desviados en las curvas de esfuerzo de fluencia vs porosidad, se puede concluir que el esfuerzo de fluencia no presenta dependencia con el tamaño de poros, sin embargo es necesario realizar más simulaciones para comprobar esta hipótesis.

Si se aplica esto en el reemplazo de estructuras óseas, las curvas obtenidas permiten saber los parámetros de fabricación estimados para conseguir una prótesis con propiedades mecánicas cercanas a las del tejido óseo que se pretende reemplazar para cada individuo, reduciendo así el apantallamiento de tensiones. Además, la porosidad de la matriz metálica favorece la osteointegración, por lo que mejora la fijación efectiva de la prótesis al tejido óseo que la rodea.

Ambos fenómenos aportan para evitar el desprendimiento de la prótesis, es decir, el deslizamiento de la superficie que está en contacto con el hueso, ya que, al disminuir el apantallamiento de tensiones, se disminuye la descalcificación del hueso que la rodea, disminuyendo la probabilidad de que se fracture. Por otra parte, al aumentar la osteointegración se aumenta la superficie de contacto entre el hueso y la prótesis, además de mejorar su entrelazamiento, por lo que se opone mayor resistencia al deslizamiento de la superficie.

Se comprueba la eficacia del método, dado que el mallado cumple con las condiciones de calidad definidas, es decir, se obtiene valores aceptables de los parámetros calidad de elemento, relación de aspecto, asimetría y calidad ortogonal.

Para finalizar, se recomienda utilizar espumas metálicas de Ti-Ta-Nb-Mn con porosidad entre 8,9% y 36,6% para reemplazar tejido óseo trabecular con módulo de Young mayor a 6042 [MPa], para evitar el efecto del apantallamiento de tensiones, cumpliendo con la condición de resistencia a la fluencia necesaria. Y para reemplazar el tejido cortical, se recomienda utilizar el material base estudiado, ya que las espumas fabricadas en base a este no cumplen con las condiciones antes mencionadas.

7. Proyección

7.1. Modelar una estructura ósea real

Modelar mediante MEF una prótesis separada en zonas con distintos porcentajes de porosidad, recreando la estructura morfológica de un hueso en particular con sus diferentes tejidos óseos, y comparar los resultados con ensayos experimentales del hueso que se quiere reemplazar.

7.2. Fabricación de prótesis a medida

Obtener los parámetros de fabricación y luego fabricar una prótesis a medida, compuesta por secciones con diferentes porcentajes de porosidad, que permita simular el hueso del individuo que requiere la prótesis, con sus diferentes tejidos óseos.

Para ello bastará con medir el módulo de Young del tejido cortical y trabecular del individuo, esto puede ser a través de Ultrasonido, por ser un método poco invasivo y de bajo costo. Con los valores obtenidos, se fabrica la prótesis con porcentaje de porosidad adecuado para otorgar el módulo de Young necesario en cada sección.

8. Bibliografía

- [1] Instituto Nacional de Estadísticas, Proyecciones y estimaciones de población. Total País. 1950-2050. INE-CEPAL, 2004.
- [2] ASTM international. Standard Test Methods for Tension Testing Wrought and Cast Aluminium Alloy Products. ASTM international, E.E.U.U, 2014.
- [3] GARCÍA, Maria Rosa Dalmau; COMA, José Vilardell. Análisis plástico de estructuras. Introducción. Univ. Politèc. de Catalunya, 2004. 52 v.
- [4] MH Ross, WH Pawlina. Histología: texto y atlas color con biología celular y molecular. China, Médica Panamericana, 2007. 218 p.
- [5] MARTIN, R. Bruce. Determinants of the mechanical properties of bones. Journal of biomechanics, 1991. 24 v.
- [6] BLACK J. y HASTINGS G. Handbook of Biomaterials Properties. 2a. ed. E.E.U.U, Springer, 2012.
- [7] TORRES, Y., RODRÍGUEZ, J.A. y ARIAS, S. Processing, characterization and biological testing of porous titanium obtained by space-holder technique. J Mater Sci, 47(18): 6565-6576, 2012.
- [8] BAUMEISTER, J. Patente EE. UU., 5151246, 1992.
- [9] Departamento de Epidemiología, Encuesta nacional de salud 2016-2017. MINSAL, Santiago de Chile, 2017.
- [10] MINSAL. Guía clínica 2010: Endoprótesis total de cadera en personas de 65 años y más, con artrosis de cadera con limitación funcional severa. Ministerio de salud, Santiago de Chile, 2010.
- [11] FONASA, Arancel PPV 2018. FONASA, Santiago, Chile, 2018.
- [12] Cowin, S.C., Hegedus, D.H. Bone remodeling I: A theory of adaptive elasticity. J. Elasticity, 1976. 313–326 p.

- [13] ZERÓN, A.; DE VELASCO, Gutiérrez. Oseointegración: serendipia o razonamiento científico. Revista Mexicana de Implantología Bucal y Maxilofacial, 2006. 2 v, 4 p.
- [14] FINCH, J. Descubren en Egipto la Prótesis más Antigua del Mundo. El Mundo, 2007. 27 p.
- [15] Gustavo Duffo, Biomateriales, capítulo 8. Ministerio de Educación, Buenos Aires, Argentina, 2011.
- [16] PÉREZ, L. Proyecto FONDECYT: Estudio de la relación entre las características estructurales y las propiedades mecánicas de espumas de vidrios metálicos de aleaciones base Ti sintetizadas por molienda de alta energía. FONDECYT, 2017..
- [17] ANSYS Inc. ANSYS Meshing User's Guide. ANSYS Inc, 2012.
- [18] ANSYS. Página oficial del software [en línea] <<http://www.ansys.com/>> [consulta: 22 julio 2017].
- [19] CFDem. Página oficial del desarrollador del software LIGGGHTS® [en línea] <<https://www.cfdem.com/>> [consulta: 02 noviembre 2017].
- [20] HIBBELER, Russell C., Mecánica de materiales. Pearson educación, 2006.
- [21] ASHMAN, R. B., et al. A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. Journal of biomechanics, 1984. 17 v.
- [22] MEUNIER, A., et al. Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone. En Ultrasonics Symposium, 1989. Proceedings. IEEE 1989. 1015 p.
- [23] YOON, Hyo Sub; KATZ, J. Lawrence. Ultrasonic wave propagation in human cortical bone—II. Measurements of elastic properties and microhardness. Journal of biomechanics, 1976. 9 v.
- [24] ASHMAN, Richard B.; RHO, Jae Young. Elastic modulus of trabecular bone material. Journal of biomechanics, 1988. 21 v.
- [25] CHOI, K., et al. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and

- cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of biomechanics*, 1990. 23 v.
- [26] RHO, Jae Young; ASHMAN, Richard B.; TURNER, Charles H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of biomechanics*, 1993. 26 v.
- [27] SHANLEY, F. R., *Mecánica de materiales*. London, MacGrawHill, 1977.
- [28] SHIGLEY, Joseph Edward, et al. *Diseño en ingeniería mecánica*. London, McGraw-Hill, 1990.
- [29] VENES, Donald. *Taber's cyclopedic medical dictionary*. 23rd ed. FA Davis, 2017.
- [30] O. C. Zienkiewicz. *El método de elementos finitos*. España, Reverté, 2007.
- [31] CERROLAZA, Miguel. *El método de elementos finitos para ingeniería y ciencias aplicadas: teoría y programas*. 1a. ed. Venezuela, Universidad central Venezuela, 2007.
- [32] C. Kloss, et al. Models, algorithms and validation for opensource DEM and CFD-DEM. *Progress in Computational Fluid Dynamics, An International Journal (PCFD)*, 2012. 12 v.
- [33] Celigüeta, Juan. *Método de los Elementos Finitos para Análisis Estructural*. España, Universidad de Navarra Nafarroako Unibertsitateko, 2011.
- [34] GUTIÉRREZ-VÁZQUEZ, J. A.; OÑORO, J. Fabricación y comportamiento de espumas de aluminio con diferente densidad a partir de un precursor AlSi12. *Revista de metalurgia*, 2010. 46 v., no 3, 274-284 p.
- [35] MUÑOZ, S., et al. On the influence of space holder in the development of porous titanium implants: Mechanical, computational and biological evaluation. *Materials Characterization*, 2015. 108 v., 68-78 p.
- [36] PÉREZ, L., et al. Simplified fractal FEA model for the estimation of the Young's modulus of Ti foams obtained by powder metallurgy. *Materials &*

Design, 2015. 83 v., 276-283 p.

- [37] PÉREZ, L., et al. DEM–FEA estimation of pores arrangement effect on the compressive Young's modulus for Mg foams. Computational Materials Science, 2015. 110: 281-286 p.

9. Anexos

A. Calidad de malla

Tabla 9.1 Parámetros de calidad de malla: Calidad de elemento y relación de aspecto.

Modelo de espuma		Calidad de elemento		Relación de aspecto	
Tamaño de poro [μm]	Porosidad [%]	Promedio	Desviación Estándar	Promedio	Desviación Estándar
100-200	31,75	0,62	0,20	2,54	2,51
	39,96	0,58	0,21	3,28	20,41
	49,24	0,62	0,21	2,48	1,18
	31,57	0,60	0,20	2,75	9,72
	39,2	0,58	0,21	2,73	4,39
	40,18	0,57	0,21	3,01	7,80
250-350	30,42	0,59	0,21	2,80	3,39
	49,24	0,68	0,20	2,25	0,97
	40,79	0,58	0,21	2,83	6,69
	30,69	0,66	0,19	2,70	17,71
	41,18	0,57	0,21	2,93	19,74
	50,83	0,55	0,21	2,93	4,30
350-350	33,23	0,59	0,21	2,77	3,22
	41,56	0,56	0,21	3,38	50,58
	51,34	0,53	0,22	3,2	10,89
	33,31	0,59	0,21	2,87	14,54
	41,72	0,57	0,21	2,75	2,93
	51,98	0,54	0,21	3,05	6,78

Tabla 9.2 Parámetros de calidad de malla: Asimetría y calidad ortogonal.

Modelo de espuma		Asimetría		Calidad ortogonal	
Tamaño de poro [μm]	Porosidad [%]	Promedio	Desviación Estándar	Promedio	Desviación Estándar
100-200	31,75	0,41	0,22	0,75	0,15
	39,96	0,45	0,23	0,73	0,17
	49,24	0,41	0,22	0,74	0,15
	31,57	0,43	0,22	0,74	0,16
	39,2	0,44	0,23	0,73	0,16
	40,18	0,45	0,23	0,72	0,17
250-350	30,42	0,45	0,23	0,73	0,17
	49,24	0,35	0,21	0,78	0,14
	40,79	0,44	0,23	0,73	0,17
	30,69	0,37	0,21	0,76	0,15
	41,18	0,45	0,24	0,72	0,17
	50,83	0,46	0,24	0,71	0,17
350-350	33,23	0,44	0,23	0,73	0,17
	41,56	0,46	0,24	0,72	0,17
	51,34	0,48	0,25	0,69	0,18
	33,31	0,44	0,23	0,73	0,16
	41,72	0,45	0,23	0,72	0,16
	51,98	0,47	0,25	0,71	0,18

B. Resultados de las simulaciones

Tabla 9.3 Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 100 y 200 [μm].

	Fuerza [N]					
Porosidad	31,57%	31,75%	39,20%	39,96%	40,18%	49,24%
Pasos						
0	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00
1	4,28E+07	4,21E+07	3,44E+07	3,10E+07	2,15E+07	3,29E+07
2	8,39E+07	8,22E+07	6,66E+07	5,91E+07	4,07E+07	6,40E+07
3	1,13E+08	1,10E+08	8,85E+07	7,72E+07	5,28E+07	8,55E+07
4	1,26E+08	1,23E+08	9,96E+07	8,61E+07	5,90E+07	9,66E+07
5	1,32E+08	1,30E+08	1,06E+08	9,09E+07	6,26E+07	1,02E+08
6	1,36E+08	1,34E+08	1,10E+08	9,40E+07	6,50E+07	1,06E+08
7	1,38E+08	1,37E+08	1,12E+08	9,62E+07	6,67E+07	1,09E+08
8	1,40E+08	1,39E+08	1,15E+08	9,79E+07	6,81E+07	1,11E+08
9	1,42E+08	1,42E+08	1,17E+08	9,93E+07	6,92E+07	1,13E+08
10	1,43E+08	1,44E+08	1,19E+08	1,01E+08	7,03E+07	1,14E+08

Tabla 9.4 Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 250 y 350 [μm].

	Fuerza [N]					
Porosidad	30,42%	30,69%	40,79%	41,18%	49,24%	50,83%
Pasos						
0	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00
1	1,39E+08	1,33E+08	9,27E+07	8,93E+07	7,08E+07	6,52E+07

2	2,72E+08	2,58E+08	1,76E+08	1,70E+08	1,36E+08	1,25E+08
3	3,66E+08	3,45E+08	2,26E+08	2,21E+08	1,79E+08	1,64E+08
4	4,05E+08	3,84E+08	2,50E+08	2,45E+08	1,99E+08	1,84E+08
5	4,22E+08	4,03E+08	2,63E+08	2,58E+08	2,10E+08	1,97E+08
6	4,32E+08	4,15E+08	2,72E+08	2,66E+08	2,17E+08	2,05E+08
7	4,39E+08	4,23E+08	2,78E+08	2,73E+08	2,23E+08	2,12E+08
8	4,45E+08	4,28E+08	2,84E+08	2,78E+08	2,28E+08	2,17E+08
9	4,50E+08	4,33E+08	2,88E+08	2,83E+08	2,32E+08	2,22E+08
10	4,54E+08	4,37E+08	2,92E+08	2,87E+08	2,36E+08	2,26E+08

Tabla 9.5 Fuerza de reacción para cada paso de desplazamiento, en geometrías con distintas porosidades y con tamaño de poros entre 350 y 500 [μm].

Fuerza [N]						
Porosidad	33,23%	33,31%	41,56%	41,72%	51,34%	51,98%
Pasos						
0	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00	0,00E+00
1	2,36E+08	2,19E+08	1,97E+08	1,94E+08	1,23E+08	1,10E+08
2	4,42E+08	4,06E+08	3,82E+08	3,76E+08	2,30E+08	2,08E+08
3	5,53E+08	4,99E+08	5,10E+08	5,03E+08	2,92E+08	2,70E+08
4	5,99E+08	5,40E+08	5,73E+08	5,68E+08	3,23E+08	3,02E+08
5	6,25E+08	5,62E+08	6,06E+08	6,02E+08	3,41E+08	3,20E+08
6	6,43E+08	5,78E+08	6,26E+08	6,23E+08	3,53E+08	3,32E+08
7	6,57E+08	5,90E+08	6,40E+08	6,37E+08	3,61E+08	3,41E+08
8	6,68E+08	6,00E+08	6,51E+08	6,48E+08	3,68E+08	3,48E+08
9	6,78E+08	6,09E+08	6,60E+08	6,57E+08	3,74E+08	3,54E+08
10	6,87E+08	6,16E+08	6,68E+08	6,65E+08	3,79E+08	3,59E+08

C. Resultados de los cálculos

Tabla 9.6 Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 100 y 200 [μm].

Porosidad [%]	Módulo de Young [MPa]	Esf. Fluencia [MPa]
31,57	7071,589655	60,47639158
31,75	6955,568372	58,51430955
39,2	5675,800956	46,68362632
39,96	5150,058459	39,79967768
40,18	5432,709096	45,21442725
49,24	3515,760569	27,05584297
51,96	3140,041723	21,535184

Tabla 9.7 Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 250 y 350 [μm].

Porosidad [%]	Módulo de Young [MPa]	Esf. Fluencia [MPa]
30,42	7489,315215	63,67415746
30,69	7144,236605	59,11144509
40,79	4966,241557	38,16632977
41,18	4787,512037	37,3567508
49,24	3838,36578	30,62271028
50,83	3531,265131	27,83100265

Tabla 9.8 Módulo de Young y Esfuerzo de Fluencia obtenidos para cada porcentaje de porosidad, en geometrías con tamaño de poros entre 350 y 500 [μm].

Porosidad [%]	Módulo de Young [MPa]	Esf. Fluencia [MPa]
33,23	6210,374112	44,52081012
33,31	5779,274862	39,71074985
41,56	5194,390817	43,78432062
41,72	5122,813339	43,26507762
51,34	3242,47593	23,87642456
51,98	2934,604373	22,46312867