



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**DIVISIÓN DE INGENIERÍA MECÁNICA
E INDUSTRIAL**

**PRUEBAS DE FATIGA EN Ti6Al4V
PARA USO BIOMEDICO**

T E S I S

**PARA OBTENER EL GRADO DE:
INGENIERA MECÁNICA**

P R E S E N T A:

CAROLINA IVANIA LOPERENA CAÑÓN



TUTOR: DRA. MARÍA CRISTINA PIÑA BARBA

México, D.F.

2011



Jurado asignado

Presidente	ING. GABRIEL ALEJANDRO JARAMILLO MORALES
Vocal	DRA. MARÍA CRISTINA PIÑA BARBA
Secretario	DR. JESÚS MANUEL DORADOR GONZÁLEZ
1o. Suplente	DR. ARTURO BARBA PINGARRÓN
2o. Suplente	ING. OSVALDO RUÍZ CERVANTES

Lugar donde se realizo la tesis

Facultad de ingeniería, Cd. Universitaria

Tutor de tesis

DRA. MARÍA CRISTINA PIÑA BARBA



Dedicatoria

Dedico este trabajo que representa tantos años de estudio a dos personas muy importantes en mi vida, empezando por orden de importancia, a mi mamá, Mercedes Cañón, que a pesar de tener un comienzo difícil en la vida, ella estuvo ahí para luchar por mí, algo que no ha dejado de hacer durante todos estos años. La segunda persona no lleva toda mi vida a mi lado pero sin embargo, ha sido de gran importancia en mi vida; es Marco, que durante todos estos años marcó el fin de un largo camino.



Agradecimientos

A mi familia, por estar conmigo y apoyarme en todos los proyectos que he decidido emprender, algunos fueron buenos y otros no tanto, pero siempre estuvieron ahí, para ayudarme a llevarlos a cabo. Le agradezco a mi madre, por ser una inspiración para mí, a mis hermanas Ximena y Vivis, por todas las risas, que sin duda hicieron este duro camino mejor. A mis abuelos Licho y Beco y a mi tía Lupe, que siempre tuvieron un hogar para mí en uno de los momentos más duros. A mi papá y a mi tío Beto, por ayudarme a emprender una de las aventuras más grandes de mi vida. A mis sobrinas Abril y Mónica, junto con mis hermanos Emilio y Sofía, por todo su cariño.

A todos los profesores, que sin duda fueron una parte fundamental para llegar hasta este punto, en especial a la Dra. Cristina Piña por toda su apoyo, pues a través de su confianza y conocimiento, he podido ver mis sueños hechos realidad pero sobretodo le agradezco su cariño y al Dr. Dorador, que durante la licenciatura fue un gran apoyo y ejemplo.

A mis amigos, que como bien se dice son la familia que escogimos. Es difícil enumerarlos a todos, pero puedo empezar por Marco, sin duda es mi mejor amigo y compañero, a Julio, Miriam y Alejandra, sin duda algunos de los mejores momentos de mi vida los pase con ellos.

A los chicos del Laboratorio Daniel, Gerardo, David, Rodrigo, Ismael y Zulema son el mejor grupo de trabajo y que sin lugar a las dudas hacen a este laboratorio un lugar extraordinario. Karla, Nayeli y Carolina muchas gracias por estar siempre dispuesta a enseñarme más y por su gran amistad.

A la UNAM que después de mi madre es a la que más le debo, es gracias a ella que como miles de estudiantes tuve la oportunidad de formarme no solo académicamente, pues esta universidad me hizo la persona que soy, es difícil imaginar una vida sin esta mi amada universidad, que generación tras generación le ha brindado mucho a mi familia y espero que así siga siendo.

A Maritxel y al Dr. Gil por su apoyo durante mi estancia en la UPC, y sobre todo a todos mis amigos Francesco, Eliana, Elisabetha, Rosa, Luis y Pablo que hicieron esos momentos inolvidables.

A la DGAPA-UNAM por su apoyo económico IN104008.



Índice

Resumen	1
Capítulo 1 Bases Teóricas.....	2
1.1 Materiales	2
1.1.1 Polímeros.....	2
1.1.2 Cerámicas	3
1.1.3 Metales	5
1.2 Materiales porosos	6
1.2.1 Poros.....	7
1.3 Propiedades físicas de los materiales	8
1.3.1 Densidad.....	8
1.3.2 Módulo de Young	10
1.3.3 Esfuerzo de fluencia (σ_y).....	10
1.3.4 Esfuerzo máximo (σ_m)	11
1.3.5 Dureza.....	12
1.4 Fatiga.....	13
1.4.1 Características de la fatiga.....	13
1.4.2 Propagación de grieta.....	14
1.4.3 Evolución de la teoría de fatiga.	17
1.4.4 Tensiones cíclicas.....	19
1.4.5 Parámetros característicos	19
1.4.6 Diagramas S-N de Wolher	21
1.4.7 Factores que afectan a la fatiga.....	24
Capítulo 2 Implantes, métodos de fabricación y ejemplos	26
2.1 Métodos de fabricación	26
2.1.1 Técnicas de fundición.....	27
2.1.1 Formación de espuma	27
2.1.2 Fundición a la espuma perdida.....	28
2.1.3 Infiltración	29



2.1.2 Pulvimetalurgia	30
2.1.2. 1 Sinterizado	30
2.2 Implantes	32
2.2.1 Metal Trabecular®	34
2.2.2 Tritanium®	35
2.2.3 Regenerex®	36
2.2.4 Stiktite®	37
2.2.5 Gription	38
Capítulo 3 Materiales y métodos	40
3.1 Materiales utilizados	40
3.1.2 Microscopia electrónica de barrido	45
3.2 Ensayos de fatiga realizados	45
Capítulo 4 Resultados	50
4.1 Resultados experimentales	50
4.2 Micrografía de fractura	54
Capítulo 5 Discusión y conclusiones	56
Capítulo 6 Referencias	58
Anexo	62
Glosario	62



Resumen

El estudio de los biomateriales en nuestra época es de suma importancia pues nos permite determinar su buen funcionamiento en los organismos vivos mediante su interacción física o química.

En la actualidad el estudio de estos materiales ha ido en aumento creando un gran avance desde la época donde se definió por primera vez en 1991.

Esta tesis tiene como objetivo realizar pruebas de fatiga a un material diseñado para fines biomédicos con el fin de caracterizarlo, partiendo de los conocimientos de la mecánica de materiales.

Primero se introduce al entorno de los biomateriales para dejar en claro la importancia de estos en la industria y la vida diaria, de manera similar se introducen los conceptos de fatiga para conocer las características de este fenómeno y la importancia de su estudio.

Se realizó un ensayo de compresión para determinar el límite elástico del material que resultó ser de **108.75 [MPa]** y su esfuerzo máximo antes de la ruptura el cual se registró en **155.05 [MPa]**. En la segunda etapa se realizaron las pruebas de fatiga, en las que se varía el esfuerzo para encontrar en cual el material resiste 5 000 000 de ciclos a la fractura. Esta condición se encontró a los **21.7 [MPa]**.



Capítulo 1

Bases Teóricas

1.1 Materiales

Los materiales los podemos dividir en cuatro grandes grupos: polímeros, cerámicos, metálicos y compuestos de dos o los tres grupos anteriores.

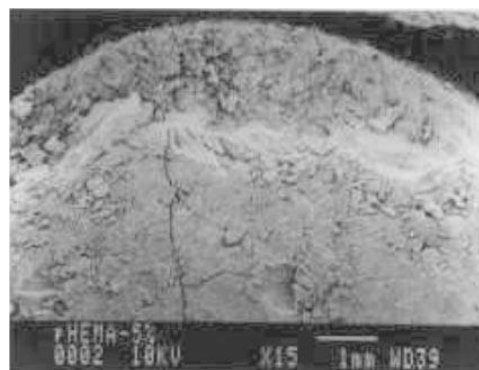
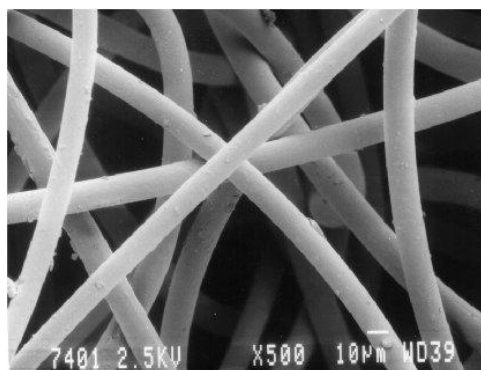
1.1.1 Polímeros

Los polímeros son los materiales más utilizados en el campo biomédico, pues presentan una gran semejanza en las propiedades químicas y mecánicas de los tejidos vivos, debido a que los dos están hechos por una unidad repetida varias veces y su base es el carbono, oxígeno, nitrógeno e hidrógeno. Otra de sus ventajas es que se pueden obtener por distintos procesos, lo que los convierte en materiales muy versátiles. Algunas de sus aplicaciones son en implantes dentales quirúrgicos, órganos artificiales, andamios celulares, etc.

En el campo médico se puede clasificar a los polímeros en biodegradables y no biodegradables, como se muestra en la siguiente tabla con una breve descripción de estos polímeros[1].

Tabla 1.1 descripción de los polímeros biodegradables y no biodegradables

Biodegradables	No biodegradables
Son polímeros que se degradan una vez que se encuentran en el interior del cuerpo humano. Su aplicación es temporal y está enfocada a la recuperación del tejido, imagen tomada de[2].	Son polímeros que no se degradan dentro del cuerpo humano, por lo que tienen una aplicación permanente en el cuerpo, imagen tomada de[3]





1.1.2 Cerámicas

Los materiales cerámicos se caracterizan por tener una gran resistencia a las cargas de compresión y una gran dureza lo que los hace ser materiales frágiles, tienen neutralidad eléctrica, estabilidad química y un punto de fusión muy alto debido a su enlace iónico.

Si los materiales cerámicos son porosos, cuando se les aplica un esfuerzo a compresión, los poros y grietas tienden a estrecharse, mientras que cuando son sometidos a fuerzas de tensión los poros funcionan como concentradores de esfuerzos, lo que provoca que las rupturas se den en estos puntos y vuelve al material menos resistente.

Las cerámicas se han utilizado en ortopedia y odontología desde los años 80 en forma de fosfato cálcico. Se pueden agrupar los cerámicos; según su interacción con el cuerpo, en tres grandes grupos: absorbibles, bioactivos e inertes[4].

1. Las cerámicas absorbibles son cerámicas diseñadas para degradarse gradualmente y así poder ser remplazadas de forma gradual por el tejido del cuerpo. Entre estos materiales se encuentra el fosfato de calcio y algunos sulfatos de calcio, un ejemplo es el β fosfato tricálcico (β -TCP) que es absorbible en el organismo. En la figura 1.1 se muestra la estructura microscópica de esta cerámica.

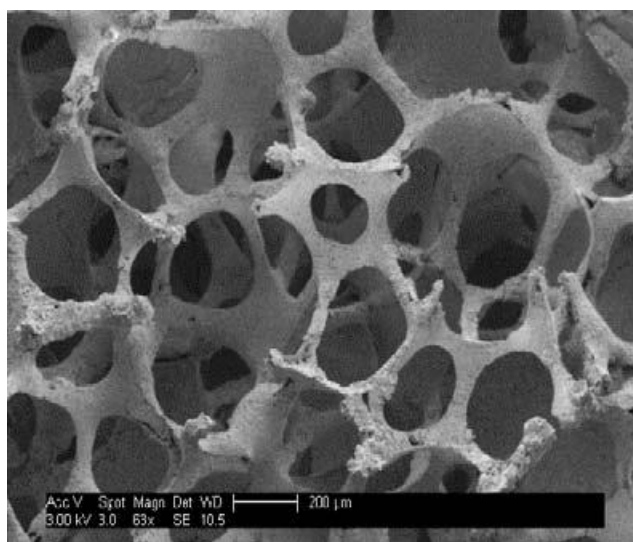


Figura 1.1. Estructura del β fosfato tricálcico obtenida por microscopio electrónico de barrido[5]



2. Las cerámicas bioactivas interactúan con el tejido biológico a través de una unión fisicoquímica haciendo enlaces con el tejido. En el caso de tejido óseo, genera una osteogénesis. Algunos ejemplos de estas cerámicas son la hidroxiapatita (HA), vidrios bioactivos y algunas cerámicas vítreas como las que se muestran en la figura 1.2.

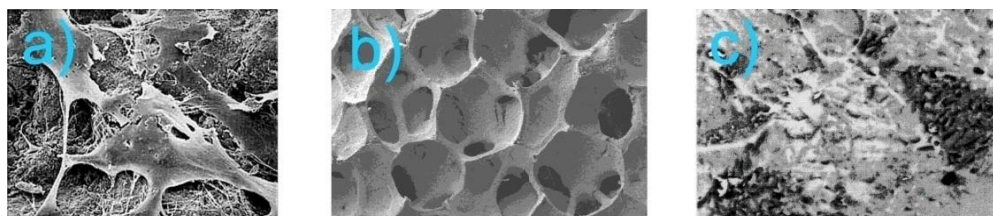


Figura 1.2. Se muestran diferentes cerámicas bioactivas (a) vidrio bioactivo con células[6], (b) estructura de los poros de la hidroxiapatita[7], (c) superficie obtenida a través del tratamiento de vitrocerámicas.

3. Las cerámicas inertes son cerámicas que no provocan reacción alguna en el organismo. Cuando se utiliza este material en forma porosa se facilita el crecimiento óseo entre los poros, lo que permite una mayor fijación mecánica. La alúmina (óxido de aluminio) fue de las primeras cerámicas utilizados en el área biomédica (su estructura se muestra en la figura 1.3), en componentes de prótesis e implantes dentales, ya que posee una gran resistencia al desgaste y resistencia mecánica.

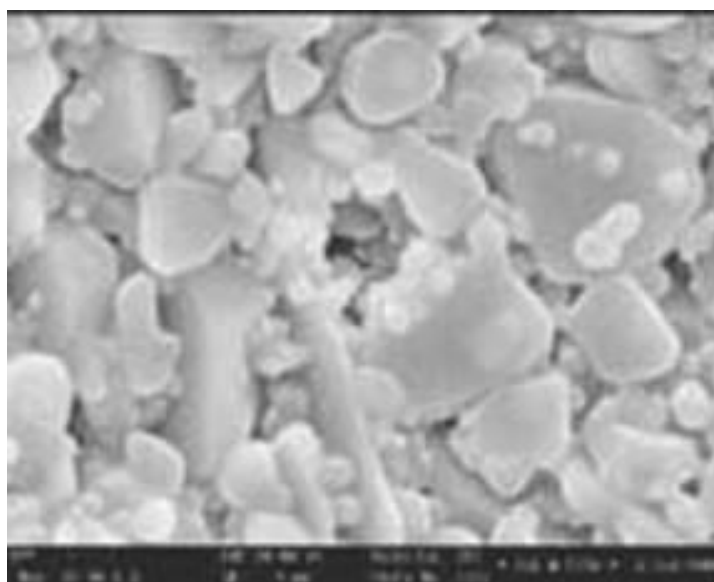


Figura 1.3. Alúmina sinterizada[8]



1.1.3 Metales

Los materiales metálicos son muy utilizados en aplicaciones biomédicas, debido a que sus propiedades de resistencia a la tensión, fatiga y fractura, son mayores que los de polímeros y cerámicas, a la vez poseen mejores capacidades electromecánicas[9].

Los materiales más utilizados en esta área se desarrollaron para uso industrial, aplicándose después en los biomateriales como por ejemplo:

- Aceros inoxidable AISI 316L
- Aleaciones de cobalto ASTM (Cr-Co) F5758
- Titanio y sus aleaciones de titanio (Ti-Ni), (Ti-Al-V)
- Tantalio

Estos metales tienen que cumplir con dos requisitos básicos que son: ser hipoalergénicos y resistentes a la corrosión. Estos materiales presentan varios problemas como lo son:

- Rigidez excesiva comparada con la del hueso lo que provoca el fenómeno de la reabsorción.
- Corrosión (toxicidad de los productos de ésta y la falla derivada a la corrosión).
- Falla por fatiga

Los metales porosos poseen estructuras que ayudan a mejorar las propiedades mecánicas del metal haciéndolos más compatibles con el hueso. Un ejemplo es la espuma de titanio que presenta un módulo de Young de alrededor de 13.5 (GPa) en tensión, acercándose más a la de hueso que tiene un módulo de elasticidad cercano a los 20 (GPa), mientras que materiales como el acero presentan valores de 200 (GPa). Los materiales que tienen un mayor parecido al hueso representan un mayor éxito en los implantes, debido a que presentarán una mejor interacción[10].

Este tipo de estructura, ayuda a la osteointegración del hueso con el material, esto se debe a que las células pueden crecer en el interior del material y



así poder integrarlo al tejido, en la figura 1.4 se muestra la estructura de este material.

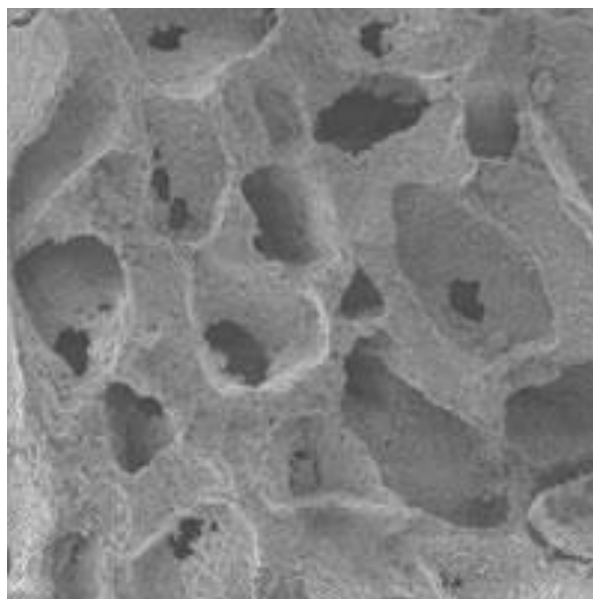


Figura1.4. Estructura de la alúmina, vista por microscopio electrónico de barrido[11].

1.2 Materiales porosos

El estudio del comportamiento mecánico en los materiales tiene una larga historia ya que éste nos permite predecir el desempeño y compatibilidad mecánica de éstos en el cuerpo. Para hacer dicho estudio, se someten los materiales a condiciones que podrían encontrarse en el cuerpo humano; debido a que la mayoría de las cargas que soporta el hueso son de compresión y estas suelen ser cíclicas, como la masticación, se realizan pruebas de fatiga a estos materiales.

A partir de diferentes estudios se ha podido observar que los materiales porosos presentan con mayor similitud las propiedades mecánicas del hueso que los materiales no porosos que pueden tener propiedades mecánicas mucho mayores haciendo que el hueso pueda reabsorberse y dejar en el material la tarea correspondiente, estos datos han llevado a generar un mayor estudio de este tipo de materiales, como son la generación de nuevas estructuras y las técnicas de manufactura de los mismos. Es importante recalcar que los materiales metálicos densos, cuando se usan en hueso, llevan acabados porosos para permitir el crecimiento del hueso dentro de su estructura, y de esta forma ayudarlos a mantenerse fijos respecto al sistema óseo[12].



Los materiales porosos son sólidos con huecos o canales, estos pueden ser vistos como materiales compuestos en que uno de los componentes es el aire. Han sido utilizados por el hombre a lo largo de su historia, en la época prehistórica se utilizaba en forma de arcillas, carbón, etc. La mayoría de los materiales porosos inorgánicos se han desarrollado para cubrir necesidades creadas por los descubrimientos científicos como los aislantes, rellenos, protectores contra impactos, catalizadores, membranas, materiales de construcción, biomateriales, etc.

Los materiales porosos se pueden clasificar según los siguientes parámetros:

- Tamaño de poro que van de nanómetros a milímetros
- Arreglo de poro, ordenado o irregular
- Composición (química metales, óxidos, etc.)
- Proceso de producción

1.2.1 Poros

Los poros son cavidades, canales o intersticios que se identifican por tener una profundidad mayor que su ancho. Se pueden clasificar según su forma y accesibilidad como se muestra en la tabla 1.2, en la figura 1.5 se muestra un ejemplo de los poros explicados en la tabla[13].

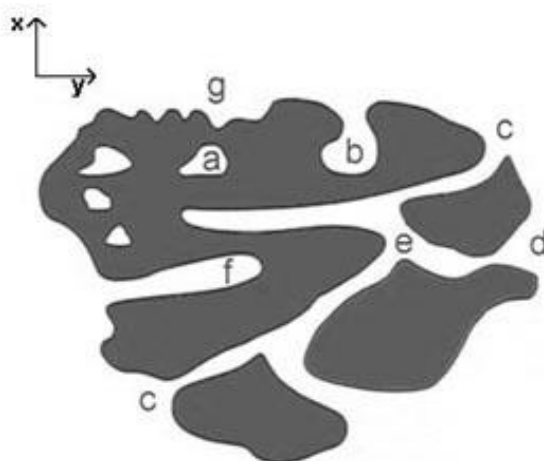


Figura 1.5. Ilustración de la tabla 1.2 de los tipos de poro modificado de [12].

Tabla 1.2. Clasificación de los tipos de poro según su accesibilidad y forma

Tipos de poros	
Accesibilidad	
Poro cerrado	a
Poro abierto	b, c, d, e, f, g
Poros sin salida	b, f
Poros que atraviesan	e
Forma	
Cilíndrico abierto	c
Cilíndrico cerrado	f
Botella de tinta	b
Embudo	d
rugosas	g



Según la Unión Internacional de Química Pura y Aplicada (IUPAC por sus siglas en inglés), clasifica a los materiales porosos dependiendo del tamaño de poro, en la tabla 1.3 se muestra esta clasificación.

Tabla 1.3 Clasificación de los poros según su tamaño

Categoría	Tamaño de poro
Micro poros	$\varphi < 2$ [nm]
Meso poros	2 [nm] $< \varphi < 50$ [nm]
Macro poros	$\varphi > 50$ [nm]

1.3 Propiedades físicas de los materiales

Las propiedades mecánicas de los materiales son características inherentes que permiten diferenciar un material de otros, entre estas características mecánicas tenemos:

1.3.1 Densidad

La densidad en los materiales porosos no se puede medir ni cuantificar igual que en los materiales que no lo son, ya que los poros dentro del material ocupan parte de su volumen[14], por esta razón tenemos:

V_p Densidad nominal, es la relación que existe entre la masa del material y el volumen que ocupan las partículas de ese material incluidos los poros.

$$\rho_n = \frac{P_s}{V_m + V_p} \quad (1.1)$$

Donde:

P_s masa en seco [Kg]



V_m Volumen ocupado por la masa [m^3]

V_p Volumen de los poros

V_p Densidad aparente está definida como la relación que existe entre la masa del material y el volumen que ocupan las partículas de ese material incluidos los poros.

$$\rho_n = \frac{P_s}{V_m} \quad (1.2)$$

Donde:

P_s masa en seco [Kg]

V_m Volumen ocupado por la masa [m^3]

- Densidad absoluta se define como la relación que existe entre el peso de la masa del material y el volumen que ocupa única y exclusivamente la masa sólida, es decir, se excluyen los todos los poros.

$$\rho_n = \frac{P_s}{V_m - V_p} \quad (1.3)$$

Donde:

P_s masa en seco [Kg]

V_m Volumen ocupado por la masa [m^3]

V_p Volumen de los poros [m^3]



1.3.2 Módulo de Young

El módulo de Young se define como la relación del esfuerzo con la deformación elástica unitaria que experimenta un material sometido a cargas externas.

Para un material elástico lineal e isótropo este módulo tiene el mismo valor para cargas de tracción como para cargas de compresión[15], y se describe como:

$$\sigma = E\xi \quad (1.4)$$

$$E = \frac{\sigma}{\xi} \quad (1.5)$$

Donde:

E Módulo de Young [GPa]

σ Esfuerzo [GPa]

ξ Deformación [mm/mm]

1.3.3 Esfuerzo de fluencia (σ_y)

Es el límite máximo de esfuerzo que se puede someter a un material antes de que se deforme plásticamente. En un diagrama esfuerzo en función de la deformación se puede observar este fenómeno en la zona de transición entre la zona elástica y la plástica este límite se ilustra en la figura 1.6.

La manera práctica de obtener éste esfuerzo es dibujando una línea paralela a la parte elástica de la gráfica esfuerzo en función de la deformación, iniciando en el 0.2% de la deformación (0.002[mm/mm])[15].

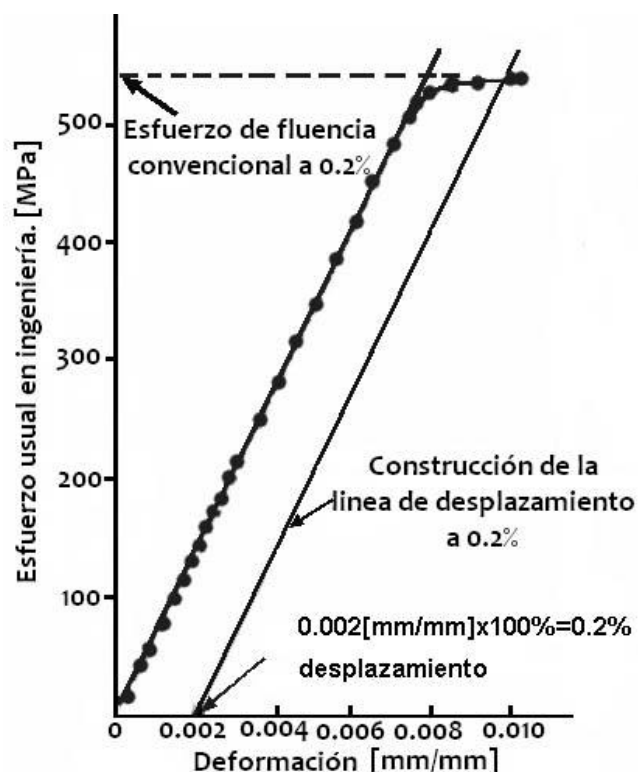


Figura 1.6. Determinación del límite elástico al 0.2%

1.3.4 Esfuerzo máximo (σ_m)

Es el valor máximo alcanzado dentro de la curva esfuerzo-deformación, la manera de obtener este esfuerzo es dibujando una línea horizontal desde el punto máximo de la curva hasta el eje de los esfuerzos, la cantidad a la que intercepta al eje se denomina resistencia máxima[15]. En la figura 1.7 se muestra el esfuerzo máximo.

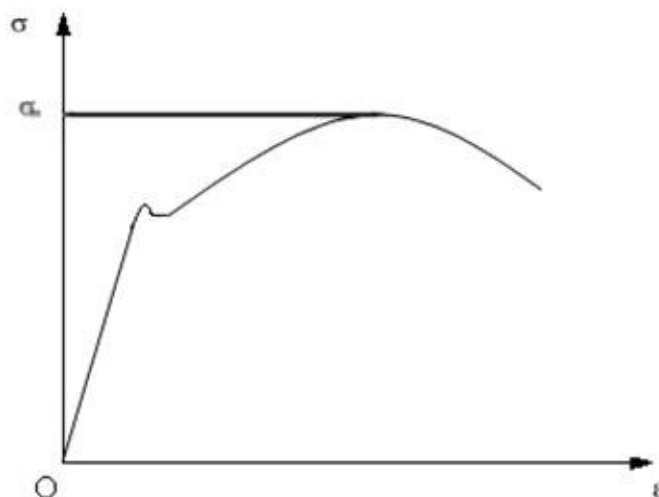


Figura 1.7. Determinación del esfuerzo máximo



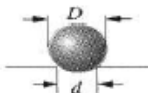
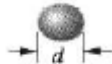




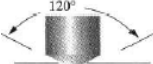



1.3.5 Dureza

Es la propiedad mecánica de los materiales para oponerse a la deformación plástica en su superficie ya sea para ser penetrada o rayada.

Para poder medir la dureza de un material se necesita un indentador que se coloca sobre la superficie del material, a este indentador se le aplica una carga conocida, el eje de aplicación y la superficie del material forman un ángulo de 90° midiendo el tamaño y profundidad de la indentación se puede conocer la dureza del material [8].

De acuerdo con la geometría de la huella y con la carga, se utilizan diferentes fórmulas para determinar el valor de la dureza, de esta manera se pueden establecer las diferentes escalas de dureza (Brinell, Vickers, Knoop, y Rockwell) [16].

Tabla 1.4. Escalas de dureza

Ensayo	Indentador	Vista lateral	Vista en planta	Carga
Brinell	Esfera de 100 [mm] de acero o de carburo de wolframio			P
Vickers	Pirámide de diamante			P
Microdureza de Knoop	Pirámide de diamante			P
Rockwell	Cono de diamante			$P_A=60$ $P_C=150$ $P_D=100$
	Esfera de acero			$P_B=100$ $P_F=60$ $P_G=150$



1.4 Fatiga

1.4.1 Características de la fatiga

En ingeniería mecánica la fatiga es el fenómeno por el cual se produce la falla de un material sometido a cargas cíclicas (fuerzas repetitivas sobre el material), estas cargas cíclicas son menores a las cargas estáticas que producirían la fractura en el material. La acumulación del daño interno en el material lleva a que se desarrolle una grieta; esta crece hasta alcanzar un tamaño crítico que produce la fractura del cuerpo. Si el cuerpo fatigado tiene grietas preexistentes o concentradoras de esfuerzos, la etapa de acumulación de daños se reduce y el material puede fallar desde los primeros ciclos de carga. El principal riesgo de este tipo de fallas es que pueden ocurrir a una tensión menor a la del límite elástico y aparecer sin previo aviso. Las fallas por fatiga son la principal causa de fractura de los materiales metálicos, se estima que aproximadamente el 90% de las fracturas son causadas por fatiga. A pesar de que este fenómeno afecta principalmente a los metales también se presenta en cerámicas y polímeros.

La fractura por fatiga tiene un carácter frágil aun en los metales dúctiles, en los que se presenta poca o casi nula deformación plástica asociada a la fractura[17]. El proceso de fractura consiste en tres pasos:

1. Nucleación y crecimiento lento de grietas
2. Propagación estable
3. Propagación rápida y falla final.

Generalmente, la superficie de la fractura es perpendicular a la dirección de las tensiones axiales aplicadas como se puede observar en la figura 1.8[11].

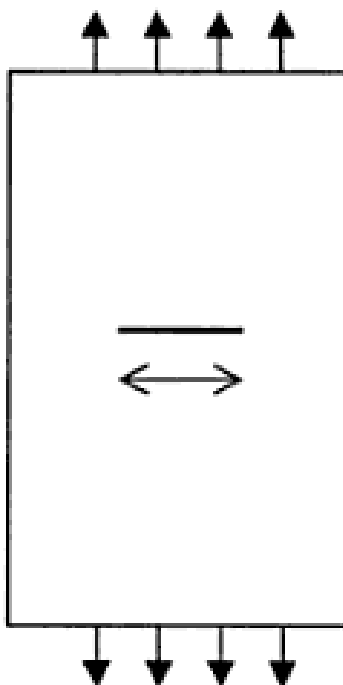


Figura 1.8. Muestra la superficie de fractura en la dirección perpendicular a las cargas aplicadas

1.4.2 Propagación de grieta

La mayoría de las fisuras por fatiga comienzan en imperfecciones visibles, que actúan como concentradores de esfuerzos, como pueden ser: orificios, empalmes y discontinuidades microscópicas, inclusiones, defectos de fabricación, etc[18].

1. Nucleación

La fisura se origina por el endurecimiento producido en las regiones donde ha habido fluencia. La nucleación (proceso por el cual se genera una fisura), se produce a partir de zonas donde hay fluencia.

Los cristales orientados en la misma dirección de la carga aplicada, se deslizan en esta dirección por lo que fluirán primero. Por estar rodeados de otros cristales no se aprecia la afectación. Este efecto es insignificante, sin embargo, si la carga se repite producirán más deslizamientos, por lo que cada repetición produce una fluencia



localizada adicional que eventualmente resulta en la formación de una fisura de fatiga en las regiones en fluencia.

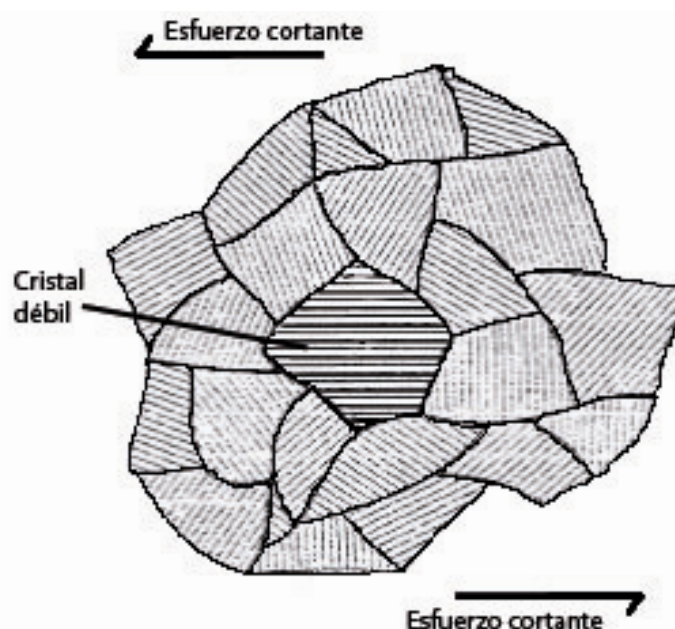


Figura 1.9. Muestra un cristal débil, ya que es un cristal alineado a las fuerzas, traducido de [18].

Las fisuras de fatiga generalmente comienzan en la superficie de la muestra, en discontinuidades visibles, que actúan como concentradores de tensiones. En esta región la fluencia inicial es ocasionada no por un cristal desfavorablemente orientado sino por un aumento local en la tensión provocada por una concentración de tensiones; en estos casos la nucleación sigue siendo altamente localizada. Los puntos débiles ahora son las pequeñas regiones afectadas por la concentración de tensiones. En metales unicristalinos y sólidos amorfos, el efecto producido por los cristales débiles (cristales alineados con la carga aplicada) es reemplazado por inhomogeneidades que actúan como concentradores. Una vez que las fisuras de fatiga comienzan, la propagación de la fisura y la fractura se continúan. Podemos considerar que la nucleación para todas las formas de fatiga es prácticamente la misma.

2. Propagación

Ciertos materiales con mayor dureza y más resistentes se caracterizan por propagar las fisuras más rápido y con mayor facilidad que otros. Los materiales menos resistentes y más tenaces originan fisuras que se propagan más lento, que pueden ser detectadas a tiempo y remediadas



antes de que lleguen a ser suficientemente grandes como para ocasionar fallas.

La intersección y la unión de varias fisuras microscópicas producen una fisura en zigzag, la cual tiene una dirección perpendicular a la carga aplicada. Cuando una fisura crece, sus extremos originan un proceso de nucleación causando un efecto de concentración de tensiones, así, fisuras microscópicas se siguen generando en este punto, ocasionando una extensión gradual de la fisura. Cuando el área de la sección transversal remanente llega a ser lo suficientemente pequeña, ocurre la fractura final.

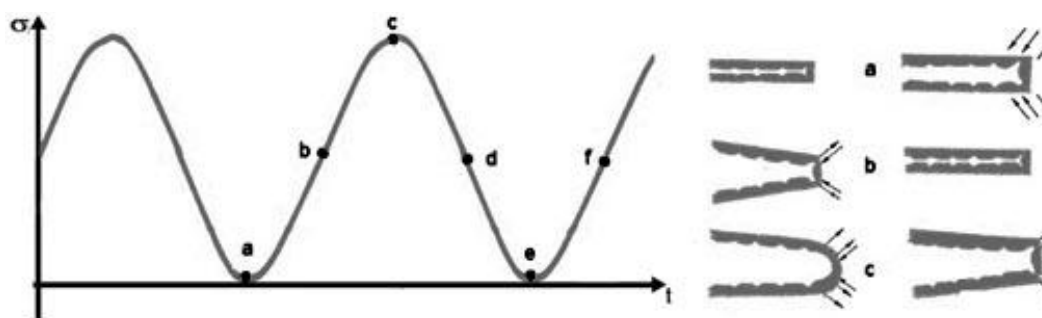


Figura 1.10. Muestra el proceso de propagación de la fisura, donde (a) es el primer punto sin carga aplicada, (b) representa el efecto de las tensiones, (c) la fisura se hace más grande por efecto de la tracción, (d) se observa las cargas actuando sobre la fisura haciéndola más grande, en (e) y (f) el ciclo empieza de nuevo favoreciendo la propagación de la fisura, Modificado de[17].

3. Propagación rápida y falla final.

Este es el proceso más rápido donde la grieta se propaga rápidamente causando la falla debido a el tamaño crítico de la grieta o a la acumulación de deformaciones plásticas del material. Así la vida a la fractura o el número total de ciclos para fractura, se puede tomar como la suma de dos ciclos, los necesarios para la iniciación N_i y los ciclos de propagación N_p .

$$N_{Total} = N_i + N_p \quad (1.5)$$

Los ciclos que se desarrollan durante la etapa de fractura son pocos, pues la fractura se produce muy rápido. Las proporciones relativas a la vida total de N_i y N_p , dependen del material y las condiciones de ensayo. Para niveles bajos de tensiones (altos niveles de ciclos), una gran fracción



de la vida a la fatiga se emplea para la iniciación de la fisura. Cuando se incrementan los niveles de tensiones, N_i disminuye y las fisuras se generan más rápido. Así para fatigas de bajos ciclos (alto nivel de tensiones), la etapa de propagación es mayor ($N_p > N_i$).

En la figura 1.11 se muestra el proceso de la fractura, desde el inicio de grieta hasta la falla de la probeta[18].

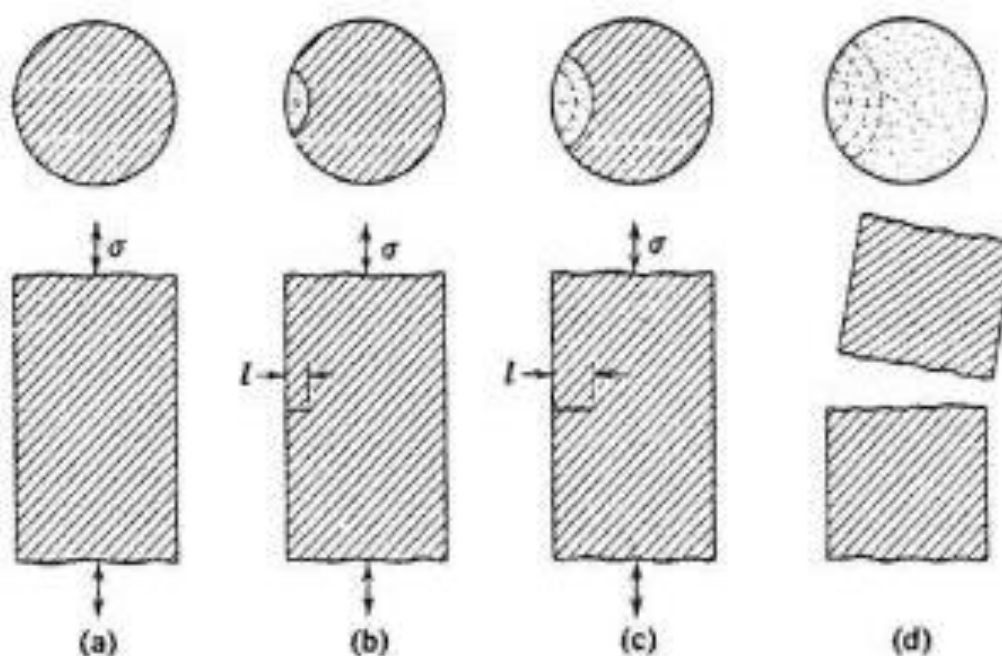


Figura 1.11. Propagación de una grieta en una probeta sometida a cargas cíclicas, modificado de [18].

1.4.3 Evolución de la teoría de fatiga.

A pesar de que este fenómeno era conocido, no contaba con una definición formal; pero con la llegada de la revolución industrial y las fallas en los ejes de las ruedas de trenes surgió el interés para estudiar este fenómeno, pues no se explicaban porque se fracturaban a cargas pequeñas. Para explicarlo, se crearon varias hipótesis que justificaban el desgaste de resistencia mecánica; como el cambio de la estructura interna del acero por campos magnéticos o por el propio giro del eje.



En 1845, Rankine demostró que la reducción de las concentraciones de tensiones alargaba la vida del eje. Después en 1860 Wöhler desarrolló diferentes máquinas de ensayo, para el estudio de la fatiga; como la probeta rotatoria la cual inspiró algunas pruebas que se realizan en los materiales ferrosos. Wöhler concluyó de estos ensayos que las fuerzas necesarias para provocar la falla con cargas dinámicas son muy inferiores a las necesarias en el caso estático, y que existe un umbral por debajo del cual las probetas no se rompen. Él también fue el que introdujo la curva S-N (Tensión-número de ciclos), llamadas curvas de Wöhler. Estas curvas dan la relación entre la amplitud de las tensiones cíclicas y un número de ciclos para su rotura. En la figura 1.12 se muestra un ejemplo de estas gráficas[19].

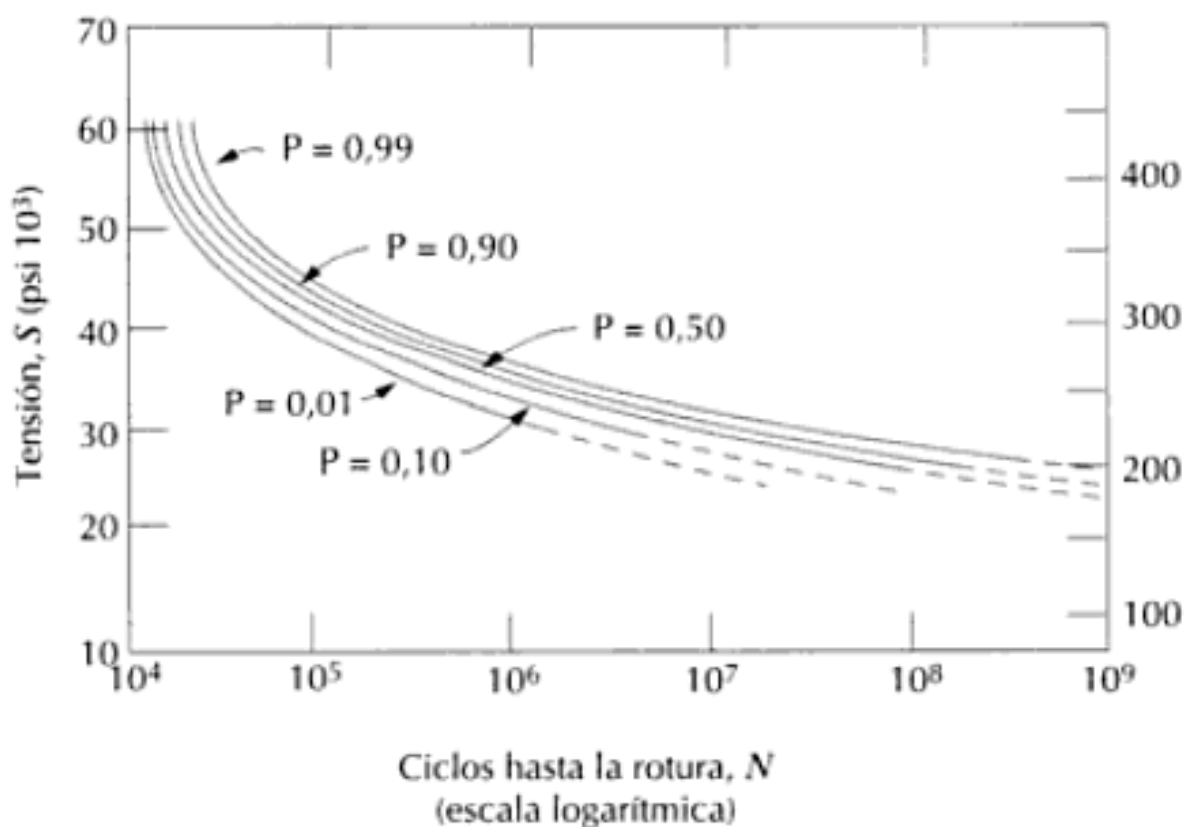


Figura 1.12. un ejemplo de las gráficas S-N, tomado de [19]

En el siglo XX, Ewing y Humfrey observaron que bajo cargas dinámicas aparecían deformaciones por deslizamiento similares a las obtenidas en casos estáticos, de manera que la evolución de esas líneas era la que conducía a la rotura. Posteriormente, Hanson y Gough introdujeron la hipótesis del endurecimiento por deformación, para poder explicar la existencia del límite de fatiga.



1.4.4 Tensiones cíclicas

Las tensiones aplicadas pueden ser de naturaleza axial (tensión-compresión), de flexión o torsión. En general, son posibles tres modos distintos de tensión oscilantes en el tiempo, la figura 1.13 muestra un ejemplo de cada una de las siguientes:

1. Representado esquemáticamente por una onda senoidal del tiempo, en la que la amplitud es simétrica y varía de un valor máximo a un mínimo igual a la tensión aplicada. Se denomina ciclo de carga invertida.
2. Se denomina ciclo de carga repetida, cuando los máximos y mínimos son asimétricos con respecto al nivel cero de carga.
3. Se denomina aleatorio cuando el nivel de tensión puede variar al azar en amplitud y frecuencia[20].

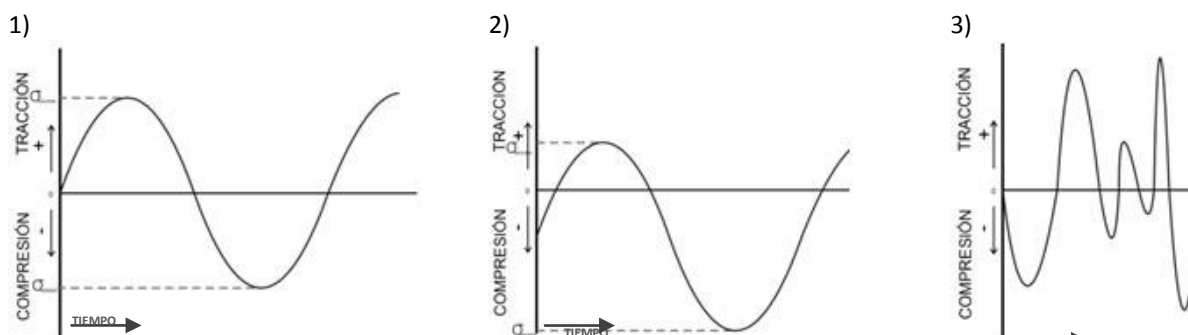


Figura 1.13 Gráficas que representan de manera esquemática ejemplos de cargas axiales aplicadas en una probeta

1.4.5 Parámetros característicos

Para las cargas de fatiga se usa la connotación siguiente: los esfuerzos son designados por σ . En las representaciones de los esfuerzos cíclicos hay que imaginarse que la onda senoidal es una representación con ciclos de tracción cuando es positiva y de compresión cuando es negativa como se muestra en la figura 1.14[18].

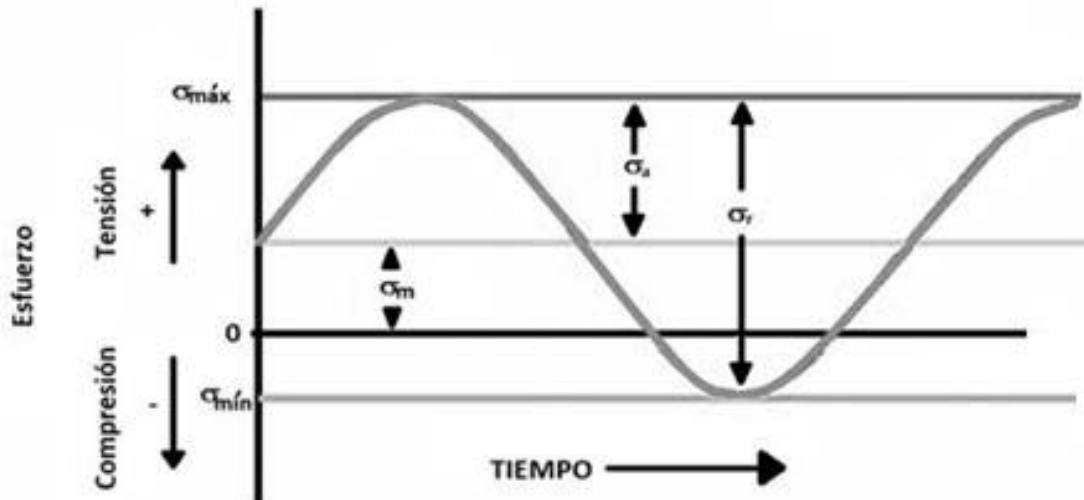


Figura 1.14. Muestra las cargas cíclicas que hay durante el fenómeno de fatiga

La amplitud de los esfuerzos varía dentro de un valor medio, que es el promedio del esfuerzo máximo y mínimo.

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{máx} + \sigma_{mín}}{2} \quad (1.7)$$

El intervalo de esfuerzos o intervalo de tensiones es la diferencia entre esfuerzo máximo y mínimo

$$\sigma_r = \sigma_{máx} - \sigma_{mín} \quad (1.8)$$

La amplitud de esfuerzos es la mitad del intervalo de tensiones

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{máx} - \sigma_{mín}}{2} \quad (1.9)$$

La relación entre el esfuerzo máximo y mínimo es un parámetro que nos permite definir al ciclo, este parámetro es R definida por la siguiente ecuación.

$$R = \frac{\sigma_{máx}}{\sigma_{mín}} \quad (1.10)$$



Por ejemplo, para el caso de un ciclo con inversión completa de carga el valor de R es igual a -1 , pues los esfuerzos a tracción son positivos y a compresión negativos. R representa el valor del esfuerzo promedio es decir si σ_m aumenta R también aumenta. Se puede clasificar el tipo de ciclo con respecto R [20], como se muestra en la figura 1.13.

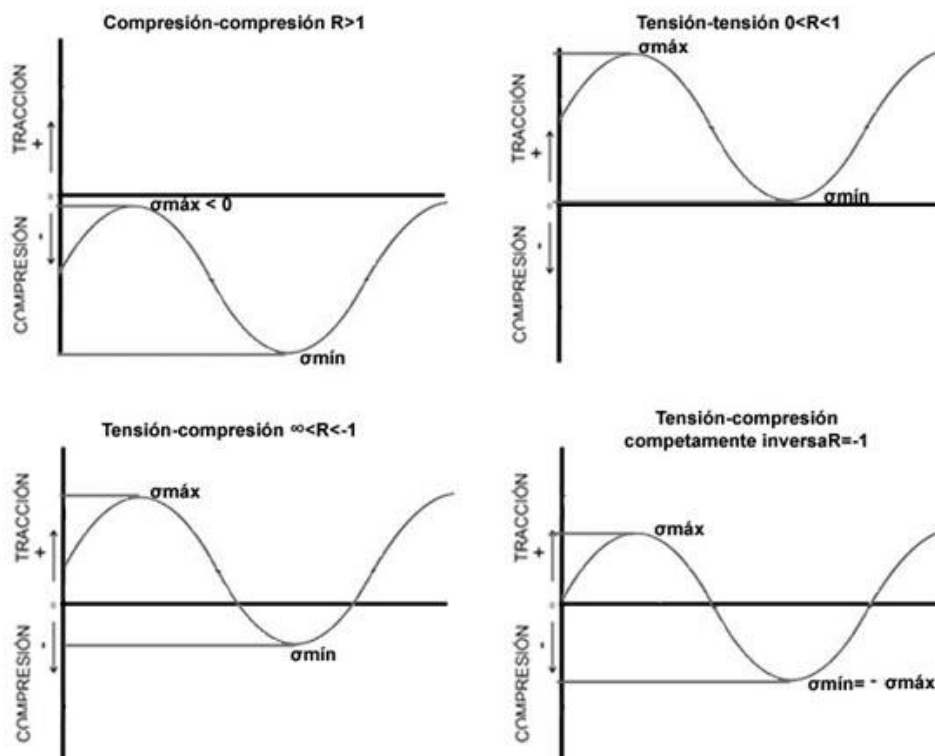


Figura 1.15. Clasificación de las cargas cíclicas según la relación entre las cargas máxima y mínima, traducida de [20]

1.4.6 Diagramas S-N de Wolher

El diagrama S-N es la forma fundamental de representar los datos de la duración de una probeta sometida a una prueba de fatiga, ilustra la variación de la vida media en fátiga con la tensión. A este diagrama se le suele llamar curva de fatiga o curva S-N, esta indica la duración de la probeta expresada en números de ciclos hasta la fractura para la máxima tensión aplicada. Representa en ordenadas las tensiones máximas que produce la rotura por fatiga; y en abscisas su duración en forma de ciclos, que suelen ser representados en la forma de logaritmo natural del número de ciclos (N), en lugar del número de ciclo.



Esta curva se obtiene a través de los datos obtenidos de una serie de ensayos de fatiga, donde a diferentes probetas se les aplica una carga cíclica con una amplitud máxima de σ_m , donde esta amplitud se disminuye progresivamente para cada ensayo, y se registra el número de ciclos a la fractura. Los resultados se representan en un plano de tensión S , frente al logaritmo del número N de ciclos hasta la rotura para cada probeta. Los valores de S representan la amplitud de las tensiones; pero en algunas ocasiones se utilizan los valores de $\sigma_{\text{MÍN}}$, la figura 1.16 muestra los parámetros de este diagrama[21].

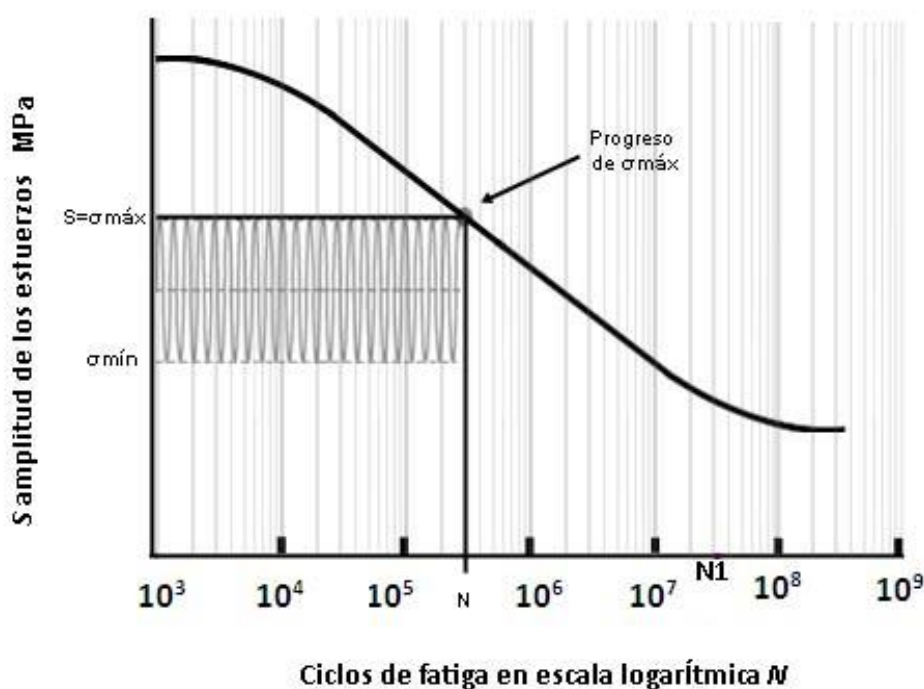


Figura 1.16. Muestra los parámetros que se utilizan en las gráficas S-N, Modificado de [21]

Se puede observar que cuanto mayor es la magnitud del esfuerzo, menor es el número de ciclos que el material puede soportar antes de la rotura, en algunas aleaciones férricas y de titanio la curva S-N se hace horizontal, para valores grandes de N ; esto quiere decir que existe un esfuerzo límite, llamado límite de fatiga, por debajo de este límite la fractura por fatiga no ocurrirá, este límite de fatiga representa el mayor valor de la tensión fluctuante que no producirá rotura en un número infinito de ciclos.

Para aleaciones no férricas como el aluminio o el magnesio no existe el límite de fatiga, y se debe a que la curva sigue decreciendo al aumentar el número de ciclos. A esto se debe que la falla se dará independientemente de la tensión de magnitud máxima y dependerá del número de ciclos[17]. Como se muestra en la



figura 1.17 en la cual la gráfica 2 muestra una curva S-N de un material ferroso contra una gráfica de un material que no lo es.

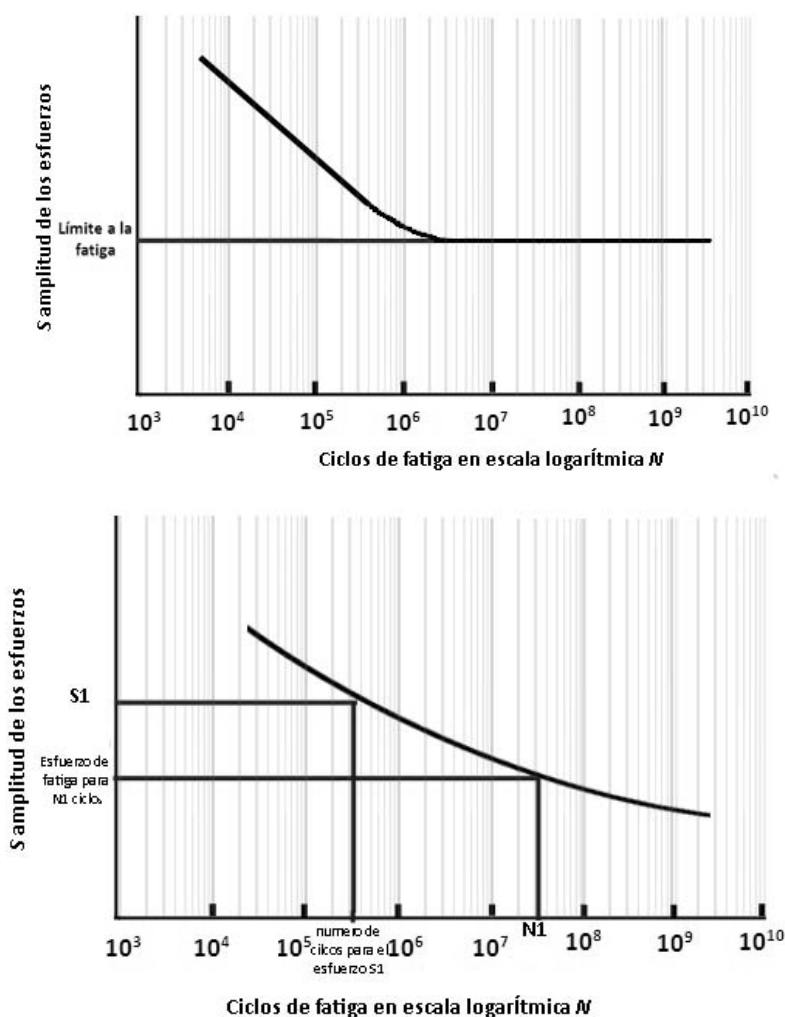


Figura 1.17. diferencia entre curvas S-N para aleaciones férreas y no férreas, traducido y modificado de[17].

Otro parámetro importante que caracteriza el comportamiento a la fatiga de los materiales es la vida a la fatiga N_r , se encuentra definido por el número de ciclos necesarios para que ocurra la fractura a un nivel de tensiones constante.

El comportamiento mecánico a la fatiga se puede clasificar dentro de dos dominios. Uno está asociado con cargas relativamente altas que producen no sólo deformación elástica sino también deformación plástica durante cada ciclo. Esto determina que, las vidas a la fatiga son relativamente cortas; este dominio es llamado fatiga de bajos ciclos y se produce a valores menores que 10^4 a 10^5 ciclos.



Para niveles de tensiones menores en las cuales sólo hay deformación totalmente elástica, se obtienen vidas más prolongadas. Esto se llama fatiga de altos ciclos en los cuales se requiere mayor número de ciclos para que se produzca la fatiga. La fatiga de altos ciclos está asociada con vidas a la fatiga mayores a 10^4 y 10^5 ciclos.

1.4.7 Factores que afectan a la fatiga

1.4.7.1 Tensiones medias

La dependencia de la vida a la fatiga con respecto a la amplitud de tensiones se representa en el gráfico S-N. Normalmente se toman para tensiones medias constantes σ_m . Sin embargo, las tensiones medias, también afectarán la vida a la fatiga, cuya influencia puede ser representada por una serie de curvas S-N, medidas a diferentes σ_m . El incremento del nivel de tensiones medias conduce a un decremento en la vida a la fatiga.

Para una tensión media negativa (compresión), aunque el valor de σ_m disminuye, σ_a aumenta. Si se consideran tensiones alternas de compresión, el tipo de fractura es diferente que para materiales frágiles, la rotura es igual a la falla bajo compresión estática (en planos a 45°). En el caso de materiales dúctiles, se requieren tensiones superiores a la tensión de fluencia en compresión para que aparezca la falla. En todos los casos, las roturas son precedidas por una deformación considerable[19].

1.4.7.2 Concentradores de esfuerzos.

Los concentradores de esfuerzos son el principal factor que lleva a la falla de una pieza que es sometida a esfuerzos cíclicos en el campo práctico. Cuando a los materiales dúctiles se les aplica una carga estática el pico de tensiones que se producen en las discontinuidades incrementa la fluencia en este punto por lo que las tensiones se transfieren a otras partes de la pieza, mientras que en cargas repetitivas la fluencia se restringe a regiones mucho más pequeñas, por lo que el material no puede repartir las tensiones. Mientras que los ciclos disminuyen la capacidad de deformación en frío del material (stress-hardening), lo que ocasiona que el material falle con mayor rapidez.

Los concentradores de esfuerzos pueden estar situados tanto en la superficie como en el volumen, estos pueden ser producidos en el proceso de maquinado como rayados que se introducen en la superficie de la pieza por la acción de las herramientas.



Podemos encontrar concentradores de esfuerzos provocados por el diseño de la pieza, ya que las entalladuras o discontinuidades pueden funcionar como tal. Dentro de este tipo de concentradores de esfuerzos encontramos a los agujeros, acanaladuras, filetes, etc.

Estos efectos se pueden reducir modificando el diseño como por ejemplo cambiando los contornos que cambian abruptamente de tal forma que no contengan esquinas o suavizando sus radios de curvatura [18], esto se ejemplifica en la figura 1.18.

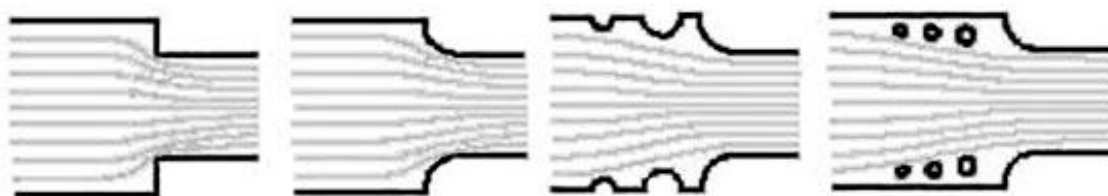


Figura 1.18. Distribución de los esfuerzos en diferentes geometrías, modificado de[18].



Capítulo 2

Implantes, métodos de fabricación y ejemplos.

2.1 Métodos de fabricación

La estructura que presenta los metales porosos ser determinada por el proceso de fabricación, cada método de obtención lleva a porosidades características[12]. Los principales métodos de producción se pueden clasificar como se muestra en la figura 2.1

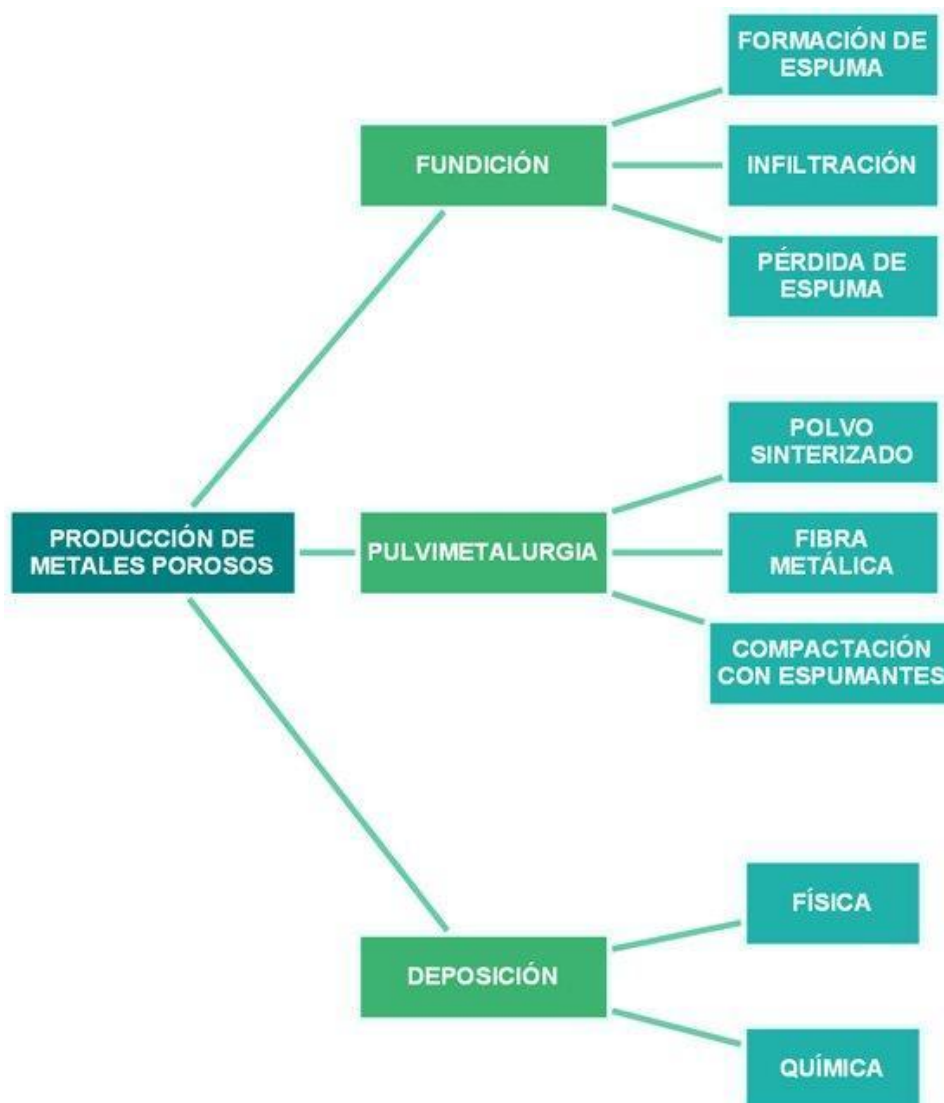


Figura 2.1. Tipos de maquinados físicos de los metales porosos



2.1.1 Técnicas de fundición

2.1.1 Formación de espuma

La formación de espuma es una técnica que se realiza a partir de un metal fundido al cual se le adiciona un agente espumante y un agente que aumente la viscosidad del metal, por ejemplo el calcio en caso de que el metal por espumar sea aluminio, estos componentes se mezcla, el agente espumante reacciona con el calor generando gases y creando la espuma, cuando se forma la estructura se enfría y liberan los gases residuales. La figura 1.6 muestra un esquema del proceso de manufactura.

El agente espumante por lo general es un hidruro de algún metal por ejemplo de titanio el cual se descompone a 750°C generando un gas, permitiendo a diferentes metales como el aluminio alcanzar su punto de fusión antes de que este empiece a reaccionar.

La densidad resultante puede ser controlada ajustando parámetros tales como concentración de agente espumante, temperatura, tiempo de calentamiento, y velocidad de calentamiento. La dificultad de esta técnica se encuentra en la distribución homogénea del agente espumante. Permite generar espumas con alta porosidad del 60% al 90%, también genera poros cerrados. Se fabrican espumas de aluminio, magnesio, titanio y acero[12].

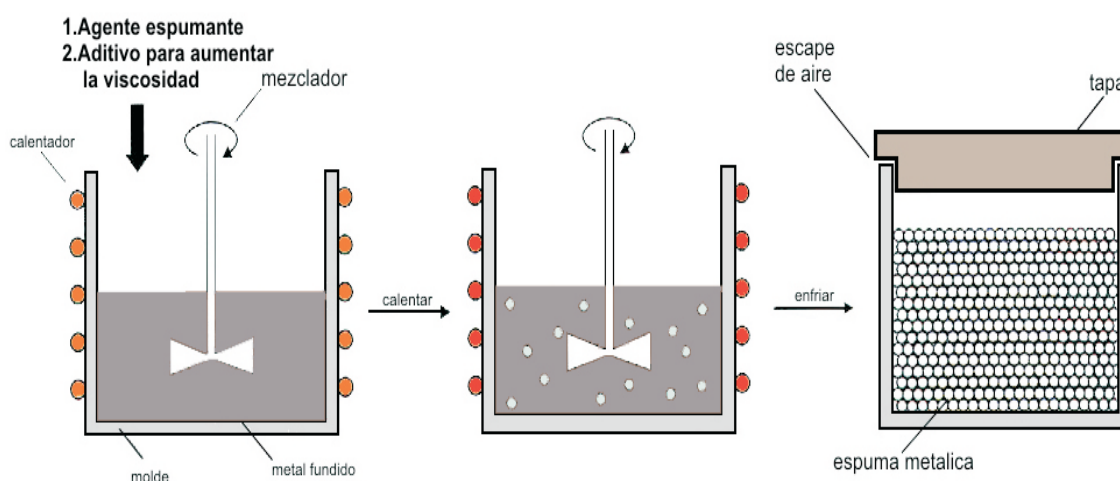


Figura 2.2. Proceso para obtener espuma metálica a través del agente espumante, traducido y modificado de [12]



Otra técnica para generar esta clase de espumas es mezclar la matriz con el espumante en fase sólida, polvo, así se asegura una mayor homogeneidad de la mezcla.

2.1.2 Fundición a la espuma perdida

Se empieza por una pieza de espuma polimérica orgánica, de celdas abiertas, a la cual se le añade un material inorgánico, por ejemplo yeso, después se deja secar, más tarde se calienta el molde generando la degradación del material orgánico (la espuma) en ausencia de oxígeno, dejando así una matriz porosa de yeso. A la matriz que se obtiene de este proceso se le vierte metal fundido el cual tomará la estructura de la espuma, al llenar los poros[12]. Después de dejar enfriar se retira el yeso disolviéndolo, obteniendo así la espuma metálica como se muestra en la figura 2.3.

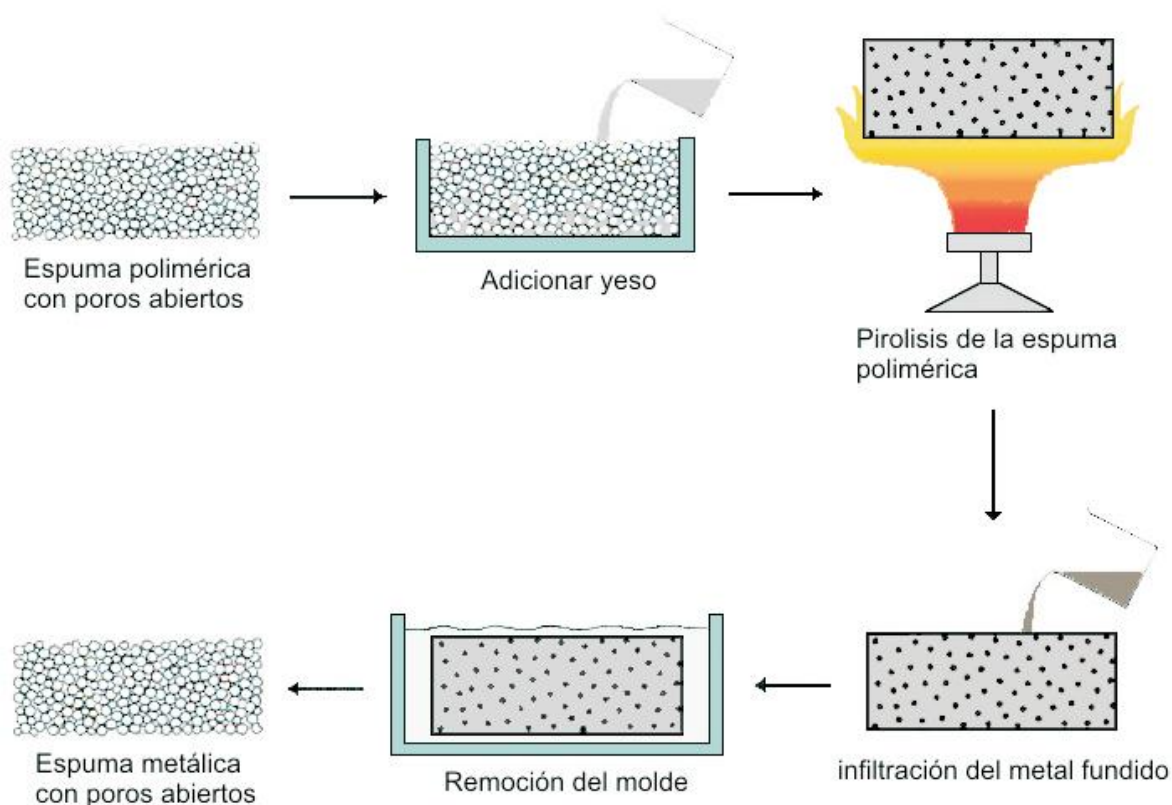


Figura 2.3. Proceso de fundición a la espuma perdida (LFC, traducido y modificado de [12])



La dificultad de este proceso es que requiere un alto grado de control del proceso completo, ya que el metal fundido debe llenar todos los poros del molde.

En general la espuma que se utiliza en este proceso es poliestireno, al que se le da la forma de la pieza que se desea obtener. A través de esta técnica podemos obtener un metal con alta porosidad, de más del 95% del volumen total.

2.1.3 Infiltración

Este método se realiza vaciando el metal fundido sobre un molde que tenga canales interconectados, para que el material fundido pase a través de ellos. Después de esto el molde se diluye, quedando sólo la estructura del metal, otra variante de esta técnica es utilizar bolas huecas para generar un material con poros cerrados. Este proceso se puede observar en la figura 2.4.

El molde que se utiliza debe ser resistente a las altas temperaturas además de poder diluirse. Un ejemplo del material que se puede utilizar es el cloruro de sodio, esferas de vidrio, arcillas, etc. Al realizar este método podemos obtener materiales con una porosidad del 70% del volumen total [12].

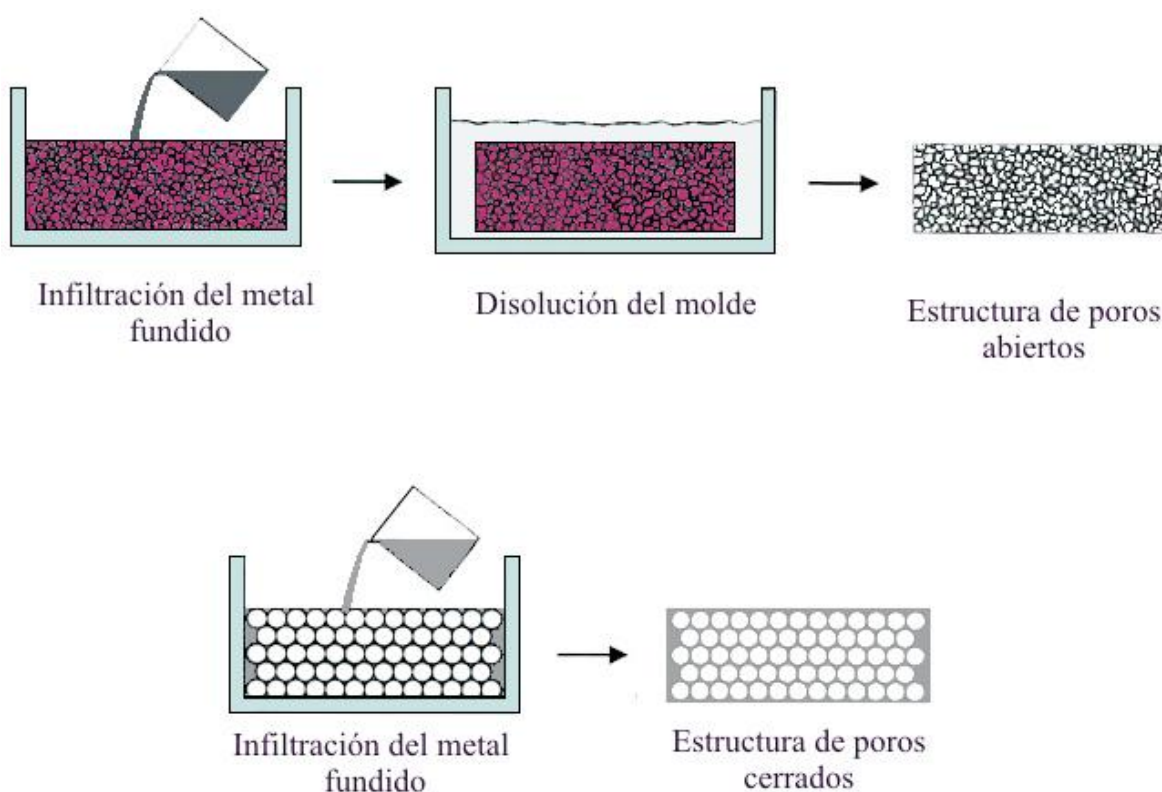


Figura 2.4. Manufactura de metal poroso por el proceso de infiltración, traducido y modificado de [12]



2.1.2 Pulvimetalurgia

2.1.2. 1 Sinterizado

El proceso de sinterizado consiste en vaciar a un molde que sea resistente al calor, el polvo metálico, este es calentado en la atmósfera controlada a una temperatura que se encuentra alrededor del 75% de la fusión del polvo metálico[13]. En general, los hornos son de tres cámaras como se muestra en la figura 2.5:

- Zona de precalentamiento donde se consume el aire y se volatilizan los lubricantes y aglutinantes, se calienta ligeramente el polvo.
- Zona de sinterizado donde produce la unión de las partículas por compactado y difusión en estado sólido.
- Zona de enfriamiento donde se baja la temperatura del polvo ya sinterizado.

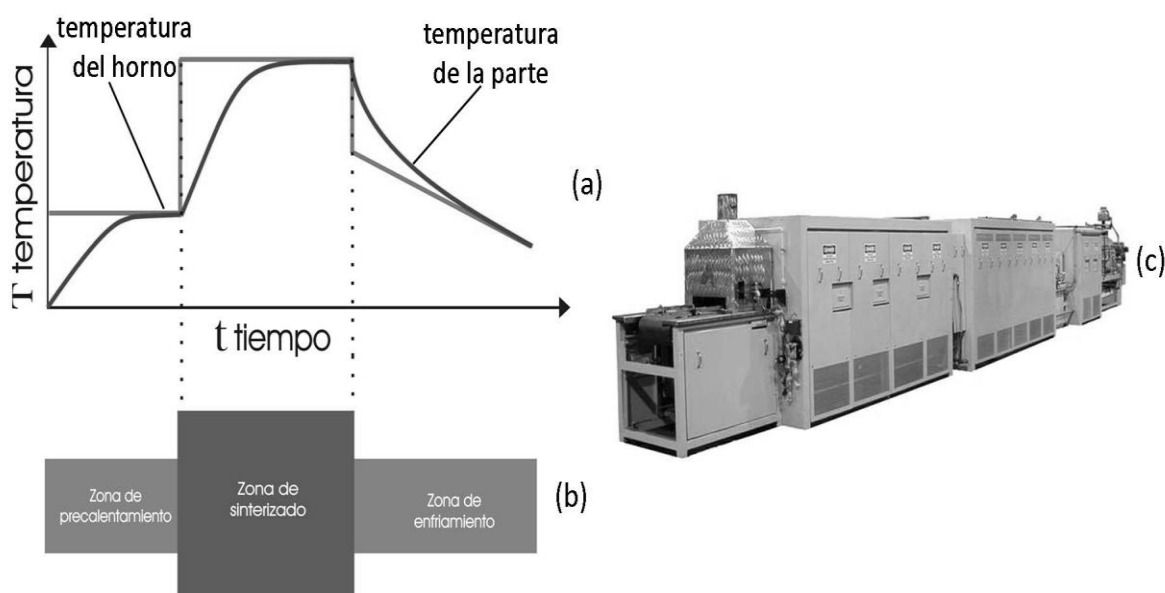


Figura 2.5 (a) esquema del tratamiento térmico de los polvos dentro del horno de sinterización, tomado a[22] (b) esquema de las zonas que componen un horno de sinterización, (c) esquema de un horno de zinterización de tres cámaras imagen tomada de[23].



El proceso se realiza bajo una atmósfera controlada, ya que existe el peligro de oxidación de las partículas en presencia de oxígeno a altas temperaturas. Por esta razón se emplean atmósferas de gases inertes como el nitrógeno.

Los materiales porosos formados por este método tienen una porosidad de 40 al 60 % del volumen total.

Fibra metalúrgica

Este realiza el mismo proceso que el sinterizado de polvo pero utilizando fibras en lugar de esferas.

La porosidad puede ser controlada hasta un 95% del volumen, manteniendo la estructura. Se puede obtener alta resistencia y ductilidad[12].



2.2 Implantes

Los biometales se emplean principalmente en la sustitución del hueso[1], ya que sus propiedades mecánicas los convierten en los materiales más aptos para soportar las cargas a las que el hueso se ve sometido; un ejemplo de esto son las prótesis de cadera, las cuales son capaces de soportar el peso corporal, además de cargas innatas a o las de rodillas que además de resistir las cargas sin deformarse también tienen que ser flexibles, otro ejemplo son los implantes de dedos que se caracterizan por poder ser flexionados de una manera sencilla. La mayoría de estos implantes los podemos encontrar en los sistemas articulares del cuerpo humano pero también los podemos encontrar en partes como el cráneo, boca y espina dorsal[4]. En la figura 2.5 se muestran algunas de las prótesis que se encuentran en el mercado.

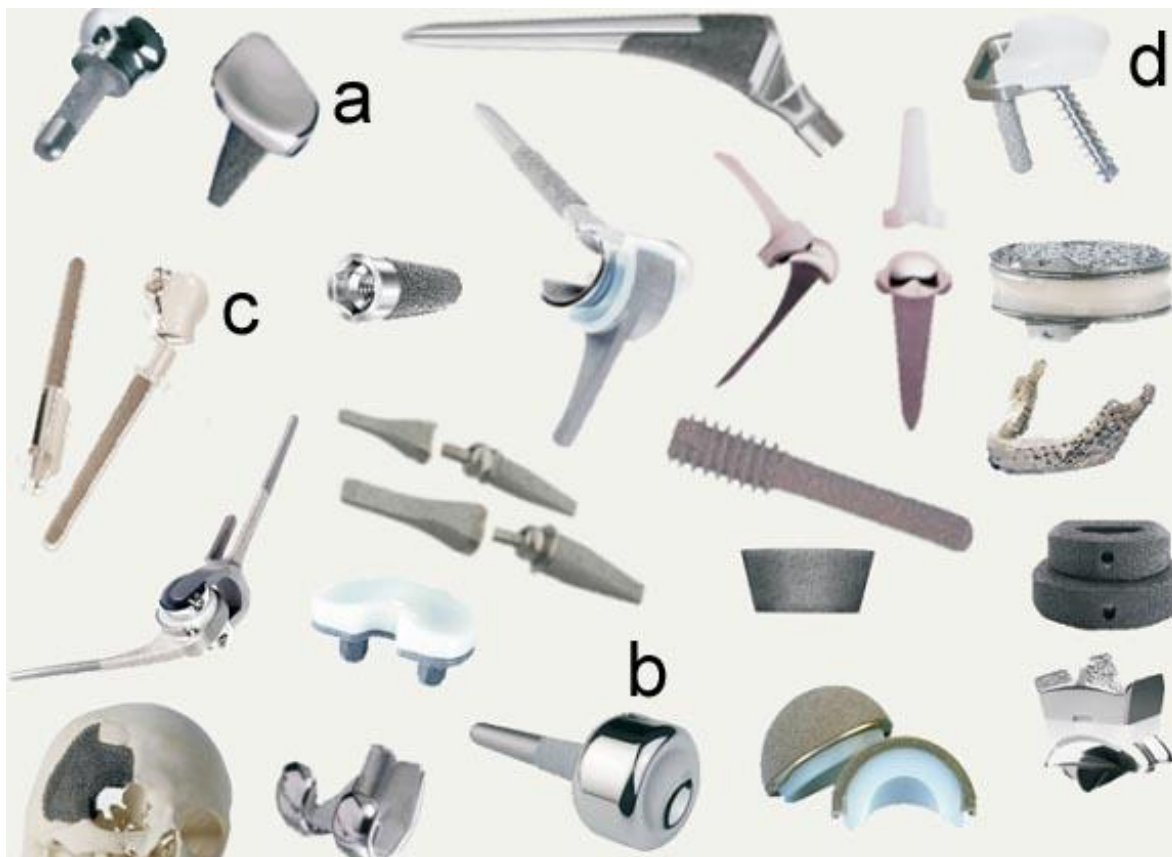


Figura 2.6. Implantes que utiliza metales porosos en el mercado; (a) implante parcial de muñeca, (b) prótesis parcial de codo, (c) remplazo de la cabeza cúbica distal y contacto con el radio, (d) implante total de muñeca

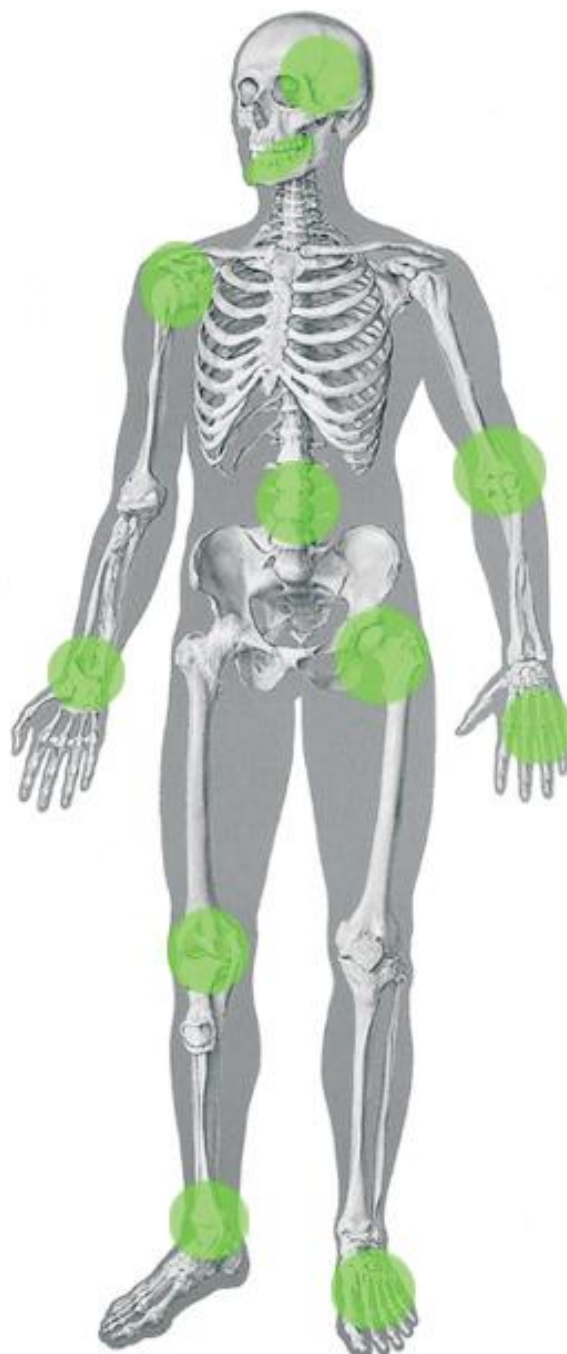


Figura 2.7. Zonas donde se pueden localizar implantes metálicos porosos

La estructura porosa favorece la fijación biológica, debido a que el coeficiente de fricción entre el hueso y un implante con estructura porosa es mayor que en un implante liso, por lo que también se utiliza en lugares donde se necesita una integración entre el hueso y el implante como en placas, implantes dentales y otros; estas zonas se muestran en la figura 2.6.



En la actualidad existen varios productos que aplican los metales porosos en el ámbito de implantes, ya la rugosidad superficial de un implante es un factor determinante en su funcionalidad, ya que ésta afecta diferentes aspectos del comportamiento celular como la adhesión, proliferación, diferenciación entre otros.

Los siguientes materiales son algunos de los nuevos metales porosos, que se han creado para mejorar las propiedades de estos y darles características similares a las del hueso esponjoso. Estos metales se encuentran disponibles para uso ortopédico[24].

2.2.1 Metal Trabecular®

El metal trabecular se obtiene a través de la infiltración y deposición de vapor del tantalio, se forma una malla de 3 dimensiones con una estructura dodecaédrica la cual se puede observar en la figura 2.7.

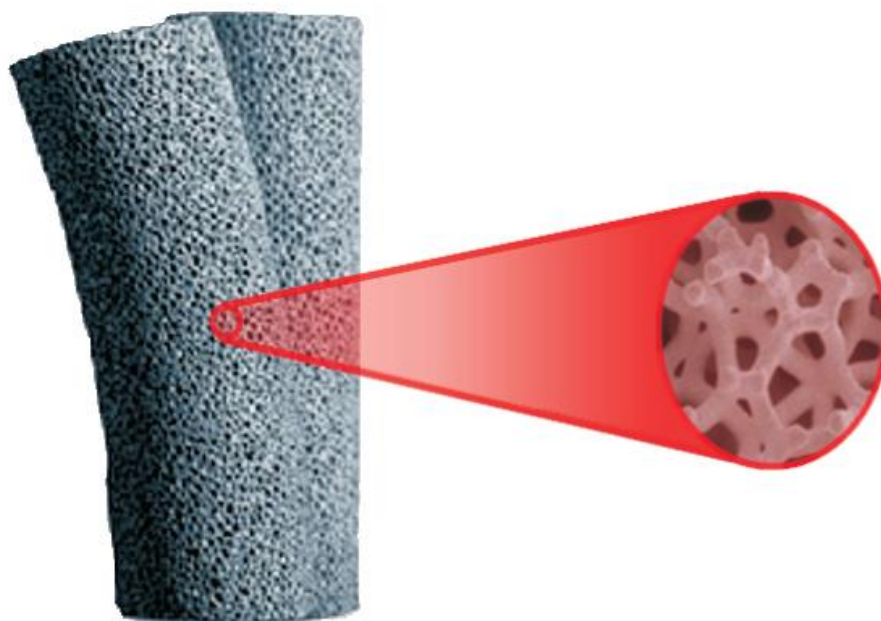


Figura 2.8. Estructura dodecaédrica del metal trabecular, modificado de[25].

Para fabricar este material se calienta el tantalio bajo presión controlada transformándolo a la fase gaseosa, inmediatamente después se realiza la infiltración del gas de tantalio en una matriz de carbono vítreo. Cuando el metal va solidificando adopta la estructura de la matriz, la cual desaparece poco a poco teniendo al final sólo un 2% de carbono.



El metal trabecular tiene características físicas apropiadas para utilizarse en implantes ortopédicos, ya que posee una porosidad del 80%, estos poros se encuentran interconectados lo que genera caminos ininterrumpidos para el crecimiento óseo; esto favorece la osteointegración. El diámetro promedio de los poros es de 550 micrómetros. Su módulo de elasticidad está entre 2.5-3.9 [GPa], este módulo de Young ayuda a evitar el efecto de reabsorción ósea asociada a los implantes metálicos, además posee una excelente estabilidad dentro del hueso por su coeficiente de fricción que es de 0.88. Este material se comercializa a través de la marca Zimmer que es una empresa dedicada a implantes ortopédicos y dentales a nivel mundial con el nombre de Trabecular metal™[26].

2.2.2 Tritanium®

El tritanium es un material reticulado cubierto de titanio poroso, la producción de este material se inicia con la fabricación de la espuma de poliuretano, la cual se recubre con la deposición de titanio puro comercial a baja temperatura, el espesor del revestimiento puede ser variado, además de que se puede modificar el tamaño de poro y la rigidez del material. En la actualidad este producto sólo está disponible como un recubrimiento en el acetábulo que forma parte del implante de cadera[27]; en la figura 2.8 se muestra este producto.



Figura 2.9. Recubrimiento de tritanium en un acetábulo utilizado en los implantes de cadera

El tamaño de poro es de $616 \pm 73 \mu\text{m}$, con interconexiones entre poros de $275 \mu\text{m}$, este material posee una porosidad del 60%[28]. Como el tritanium es un recubrimiento, su módulo de elasticidad está ligado a la pieza, en este caso



hablamos de una pieza hecha de Ti-6Al-4V por lo que presenta valores de 106 a 115 GPa. La microestructura de este material se observa en la figura 2.9.

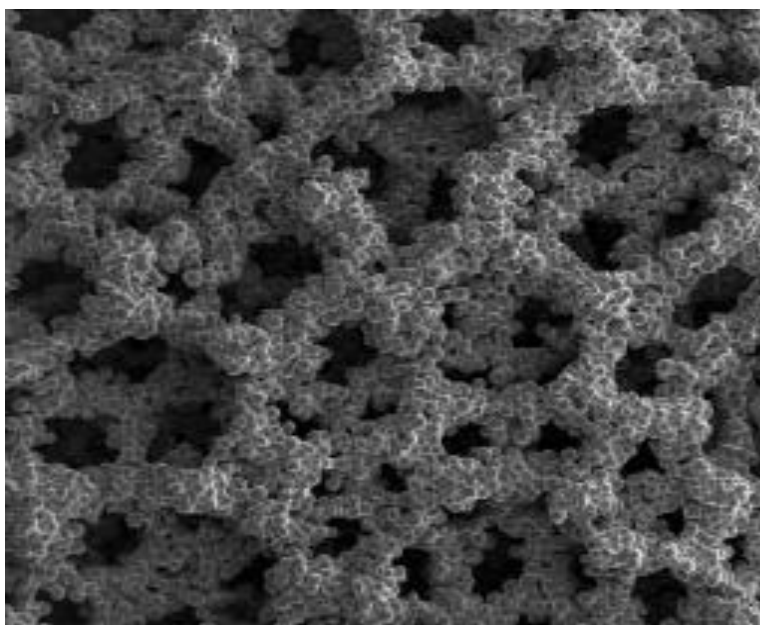


Figura 2.10. Micro estructura del tritanium observada a través del microscopio electrónico de barrido, obtenido de [27]

Este material se encuentra comercializado por Stryker que es una empresa dedicada a materiales ortopédicos.

2.2.3 Regenerex®

Regenerex es una aleación de titanio muy porosa, puede ser utilizado como recubrimiento o como estructura. La fabricación de este material se realiza mediante la tecnología Plasma Spray; a una estructura orgánica se le recubre con una aleación de titanio, esta estructura brinda mayor porosidad al material. Los detalles del proceso se encuentran bajo patente. La figura 2.10 muestra la micro estructura de este material y un acetábulo recubierto por regenerex[29].

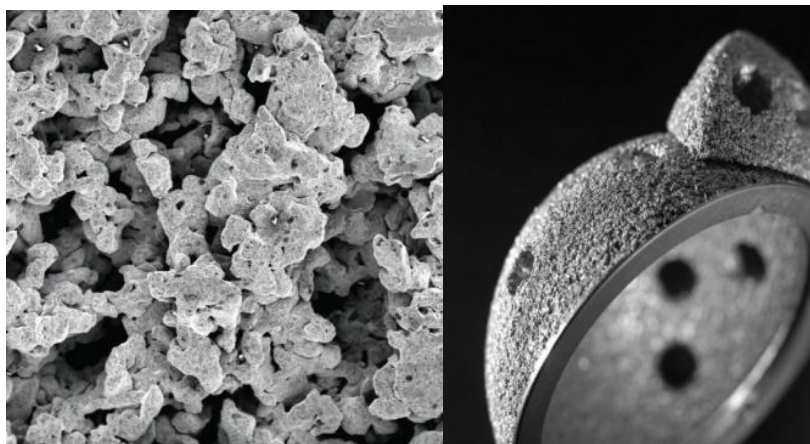


Figura 2.11. En la primera figura se muestra la microestructura de regenerex y en la siguiente su empleo en un acetábulo de cadera, modificado de [29].

El tamaño de poro se encuentra entre 100 y 600 μm , pero tiene un promedio de 300 μm . Tiene una porosidad del 67% y un módulo de elasticidad de 1.6 GPa, además cuenta con gran flexibilidad. En la actualidad se encuentra disponible en implante de cadera como recubrimiento, y se prevé utilizarlo en otros implantes ortopédicos en el futuro. El mayor inconveniente de regenerex es la falta de datos, pues todos los resultados de ensayos provienen de la misma empresa

Biomet es una empresa dedicada a la innovación en el diseño y la fabricación de implantes ortopédicos[27].

2.2.4 Stiktite®

Stiktite es un recubrimiento tridimensional asimétrico que se fabrica mediante la técnica de sinterización de polvos. En este material se utiliza polvo de titanio. Stiktite es comercializado por la marca Smith and Nephew a través del producto R3™; este producto es un acetábulo recubierto por Stiktite, en la figura 2.11 se observa la microestructura y su aplicación en el acetábulo de cadera[30].



Figura 2.12. Se observa la microestructura del material y en la siguiente el material como recubrimiento, tomado de [30].

Este recubrimiento presenta una porosidad del 60%, cuenta con un promedio tamaño de poro de 200 μm . Este material se encuentra en estudio para utilizarse en diferentes implantes, la empresa tiene estudios de que a los 9 meses reporta una osteointegración, se esperan tener resultados sobre su eficacia a largo plazo[27].

2.2.5 Gription

Es un material utilizado para recubrimientos porosos en implantes ortopédicos, tiene una superficie con micro texturada como se muestra en la figura 2.12, esto se debe a que fue diseñado para tener una mayor fijación con el tejido óseo. Este material está fabricado con titanio comercialmente puro, el método de obtención de esta estructura se encuentra en espera de la patente.

El módulo de elasticidad de Gription es de 115 GPa. Al igual que el tritanium presenta un módulo de elasticidad muy alto, esto se debe a que estos materiales son un recubrimiento y la medición del módulo de Young se realiza cuando están montados en la pieza final. Gription presenta un coeficiente de fricción bastante alto de 1.2. Tiene una porosidad del 63% y el tamaño de poro promedio es de 300 micrómetros[31].

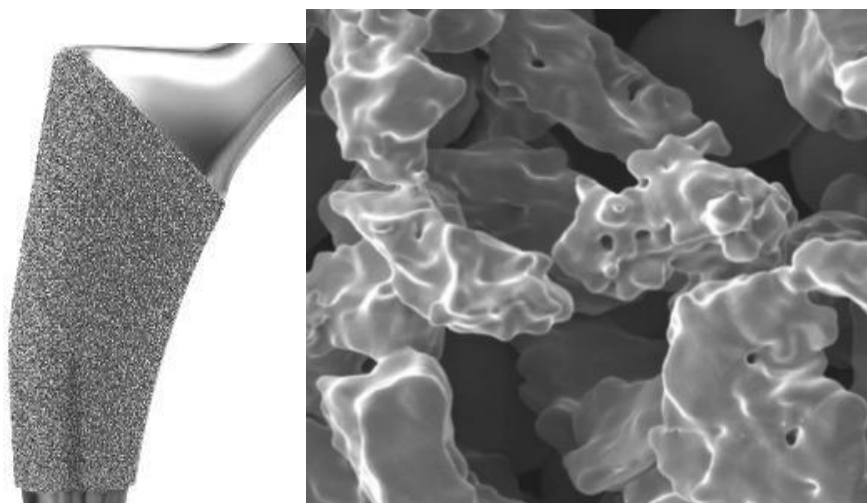
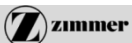





Figura 2.13. En la primera imagen se muestra el material como recubrimiento y en la siguiente la micro estructura que presenta Gription, tomado de [31].

La siguiente tabla resume las propiedades que se toman en cuenta para la selección de estos materiales, para uso biomédico, por ejemplo entre mayor fricción exista entre el tejido óseo y el implante la fijación que tenga el implante será mayor.

Tabla 2.1 resumen de las propiedades de los principales metales porosos existentes en el mercado

	Metal Trabecular	Tritanium	regenerex	Stiktite	Gription
E [GPa]	2.5-3.9	106-115	1.6	N/P	115
%porosidad	75-85	60	67	60	63
Ø de poro [μ]	550	616	300	200	300
Coefficiente Fricción	0.88	0.65	N/P	1.4	1.2
Compañía					



Capítulo 3

Materiales y métodos

3.1 Materiales utilizados

El material utilizado para realizar estas pruebas de fatiga, fue formado a partir de microesferas de Ti6Al4V. Estas esferas fueron obtenidas con el Proceso de Electrodo Rotatorio de Plasma (PREP) que se realiza en una cámara de atmósfera controlada, la figura 3.1 muestra el equipo utilizado para realizar el PREP[32].

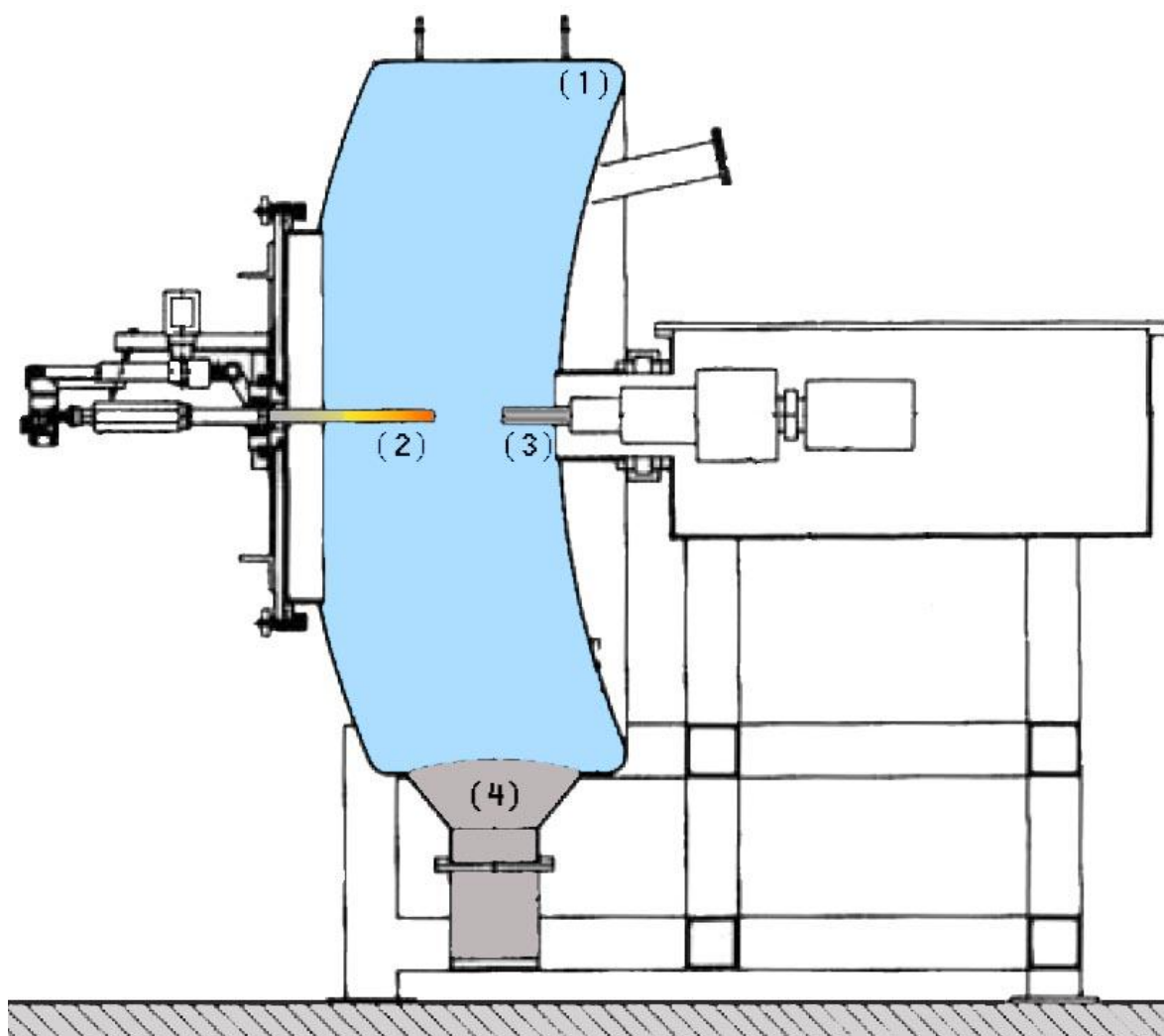


Figura 3.1. Muestra la máquina donde se lleva a cabo el proceso de electrodo rotatorio de plasma; 1) cámara de vacío con atmósfera controlada, 2) soplete de plasma (He), 3) electrodo consumible, 4) recipiente de almacenamiento de las esferas, modificado de[32].



Esta cámara se encuentra al vacío, contiene un electrodo consumible confeccionado de la composición deseada del polvo, el electrodo se hace girar a 1500 rpm, frente a éste se tiene un soplete de plasma (He) provocando la fusión de la superficie del electrodo mientras que la fuerza de la rotación induce el desprendimiento de partículas en forma de spray. La figura 3.2 muestra cómo se lleva a cabo el desprendimiento de éstas, el polvo obtenido por este proceso es de forma esférica y su diámetro puede ser de 100 a 300 micrómetros, esto depende de la velocidad de rotación, la relación de fusión y del tamaño del ánodo[32].

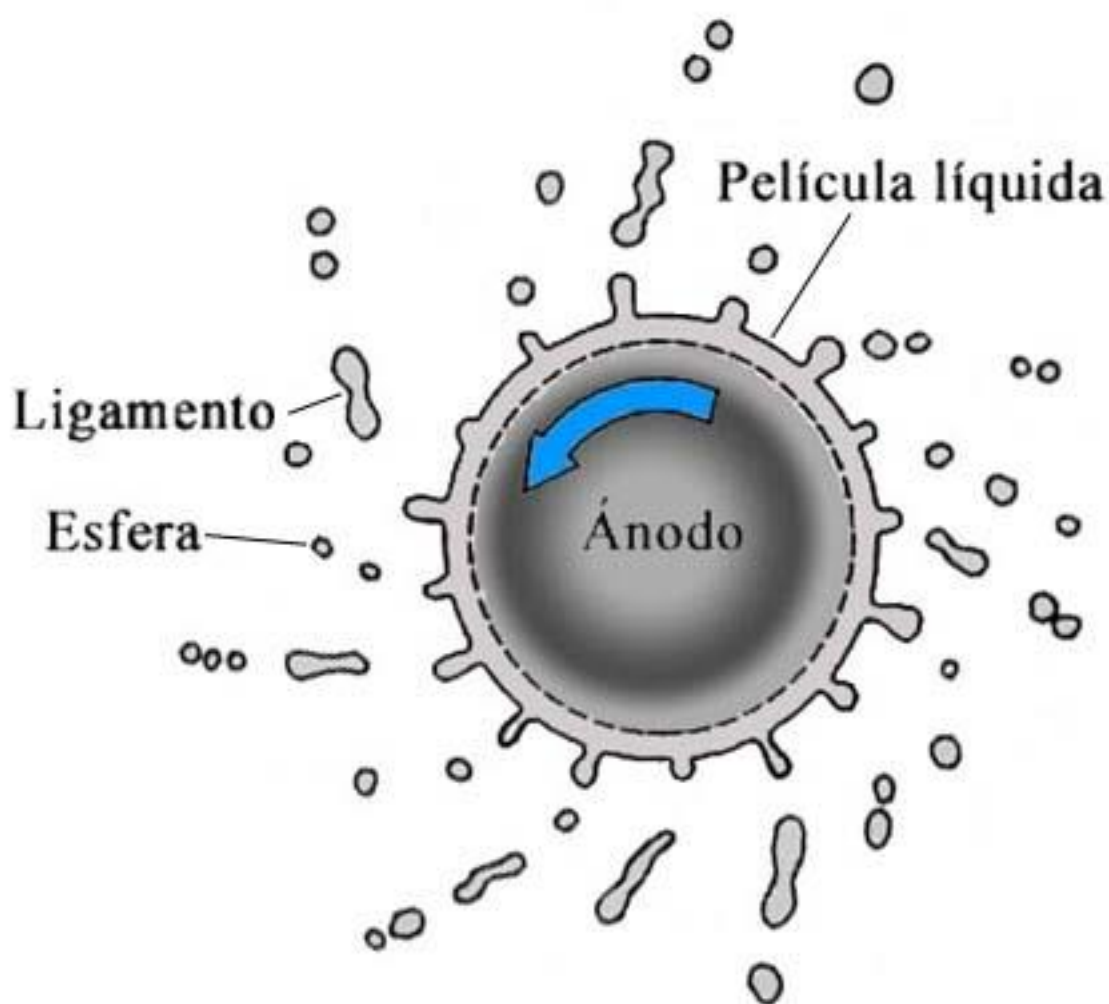


Figura 3.2. Se observa el desprendimiento de la película, para formar esferas, modificado de[32].



Las probetas fueron obtenidas a través de sinterización de micro esferas que tenían un tamaño entre 180 y 250 μm , estas esferas se vertieron en un molde por gravedad, al cual posteriormente se le aplicó vibración manual y mecánica, se consolidaron las piezas en vacío a una temperatura mínima de sinterización de 1300 $^{\circ}\text{C}$, y un tiempo mayor de 1 hora. La figura 3.3 muestra la fotografía de una probeta realizada con este proceso.

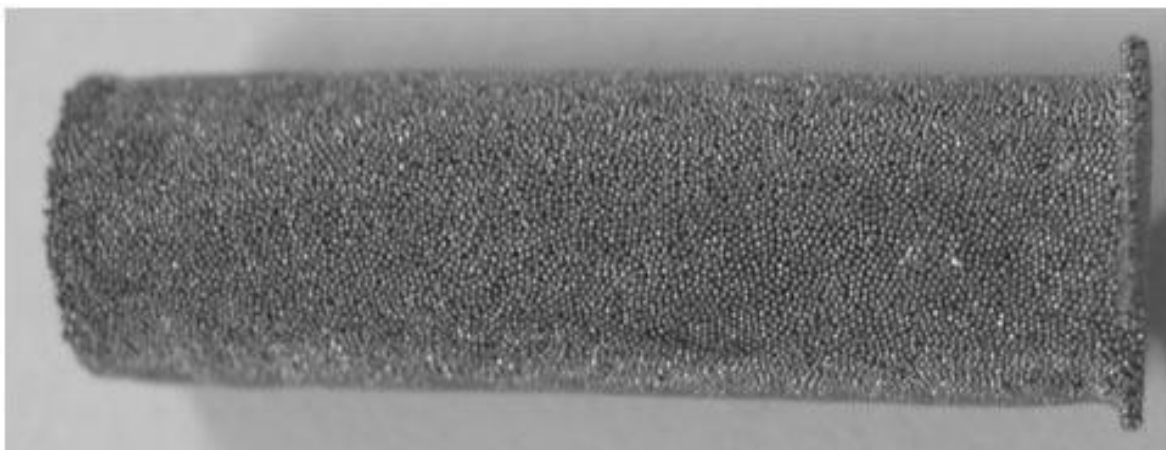


Figura 3.3 fotografía de una probeta utilizada en las pruebas

Estas probetas cumplen con la relación de esbeltez, la cual dice que la longitud debe ser 3 veces mayor al diámetro. La probeta cuenta con un diámetro de 10 mm que (es el que se utiliza para determinar el esfuerzo aplicado) y 30 mm de longitud.

Dado que el material se produjo en la Universidad Politécnica de Valencia en el 2009, muchas de sus propiedades se desconocen. El material presenta una porosidad entre 23 y 29%, la rigidez es 40% menor a la que presenta el Ti6Al4V denso reportado por la Dra. Lucía Reig en el 2009[32].

En la figura 3.4 se muestra la micro estructura del material, la cual se obtuvo en un microscopio electrónico de barrido

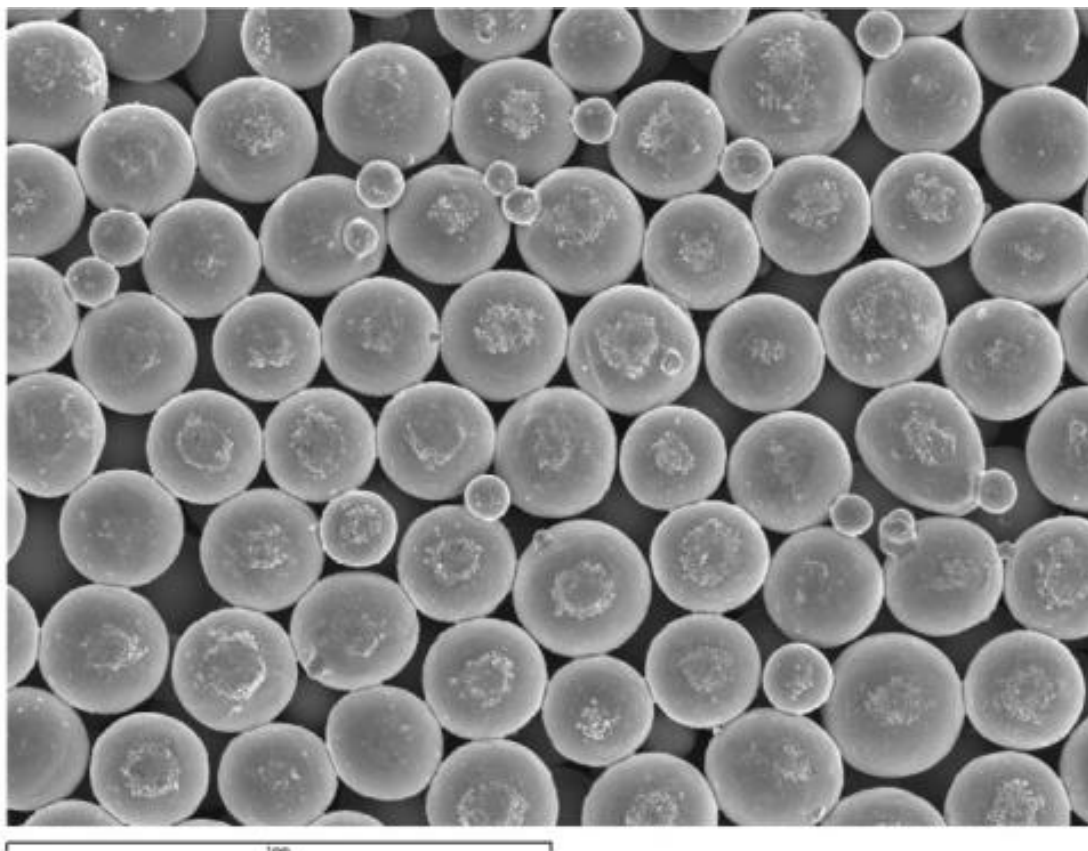


Figura 3.4 micro estructura de la probeta

Los ensayos se realizaron en una máquina universal de ensayos de tracción-compresión-fatiga MTS Bionix 858 diseñada especialmente para realizar ensayos a biomateriales y tiene la posibilidad de realizar pruebas de torsión. Esta máquina fue equipada con una celda de carga de 25 KN, el equipo se controló por medio de una conexión a una PC mediante el software TestStar II, el equipo se puede observar en la figura 3.5



Figura 3.5 en la imagen se muestra la máquina de ensayos



3.1.2 Microscopia electrónica de barrido

Se observó la microestructura de la muestra antes y después del ensayo de fatiga, para estudiar la topografía y el grado de sinterización del material a través del microscopio electrónico de barrido JSM-6400 (JOEL, Japón) Scanning Microscope con un potencial de aceleración de 20 KV. En la figura 3.6 se muestra una fotografía del equipo utilizado.



Figura 3.6 fotografía del microscopio electrónico de barrido

3.2 Ensayos de fatiga realizados

Los ensayos de fatiga se realizaron con la finalidad de caracterizar las muestras proporcionadas por la Universidad Politécnica de Valencia, estas muestras forman parte del proyecto de obtención de material para uso biomédico a partir de la sinterización de titanio.



En la figura 3.7 se muestra una probeta colocada para ser sometida a las pruebas de fatiga o compresión



Figura 3.7 muestra una probeta de aleación de titanio sinterizada sometida a cargas de compresión

Se realizaron 3 ensayos a compresión para determinar el límite elástico del material[33], a partir de las cargas que se aplicaron a las muestras de compresión en la figura 3.8 se muestra el proceso que se utilizó para obtener el límite elástico.

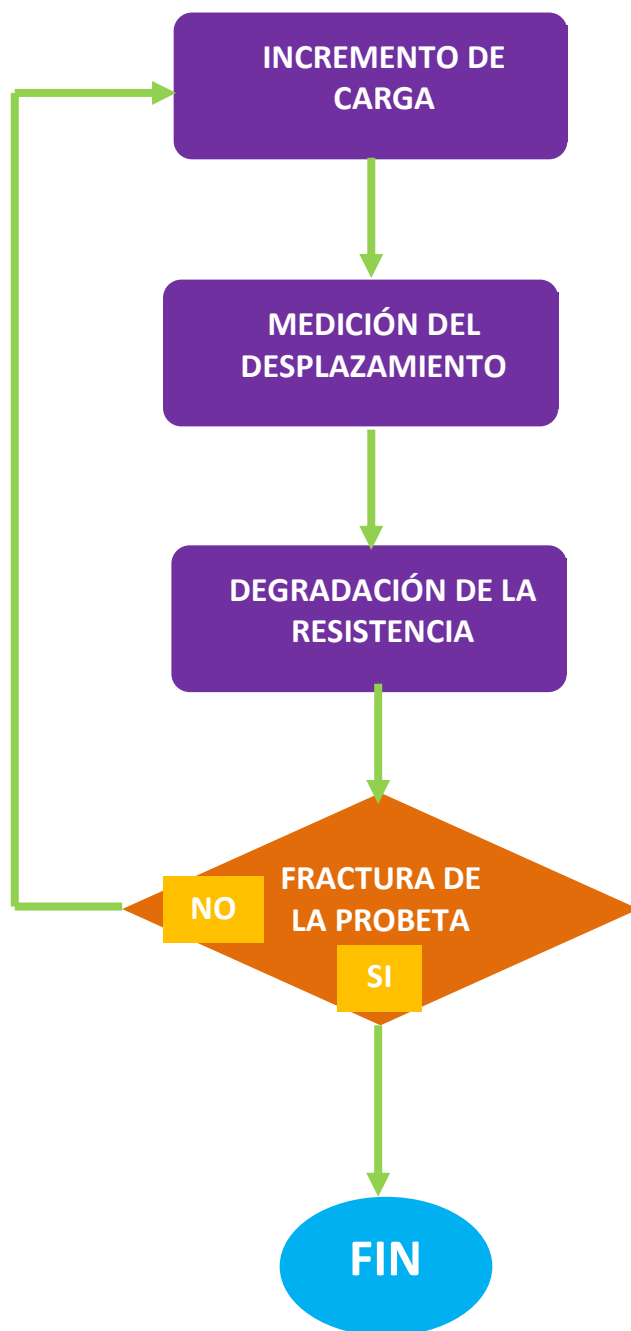


Figura 3.8 metodología para realizar el ensayo de compresión para obtener el limite elástico de una probeta



Después de obtener los valores de las tres probetas, se obtiene el valor promedio del límite elástico y consideramos este valor para los ensayos de fatiga bajando poco a poco este valor hasta que tres probetas fallen a los 5 000 000 de ciclos, con lo cual aseguramos que el material tendrá una vida eterna[34].

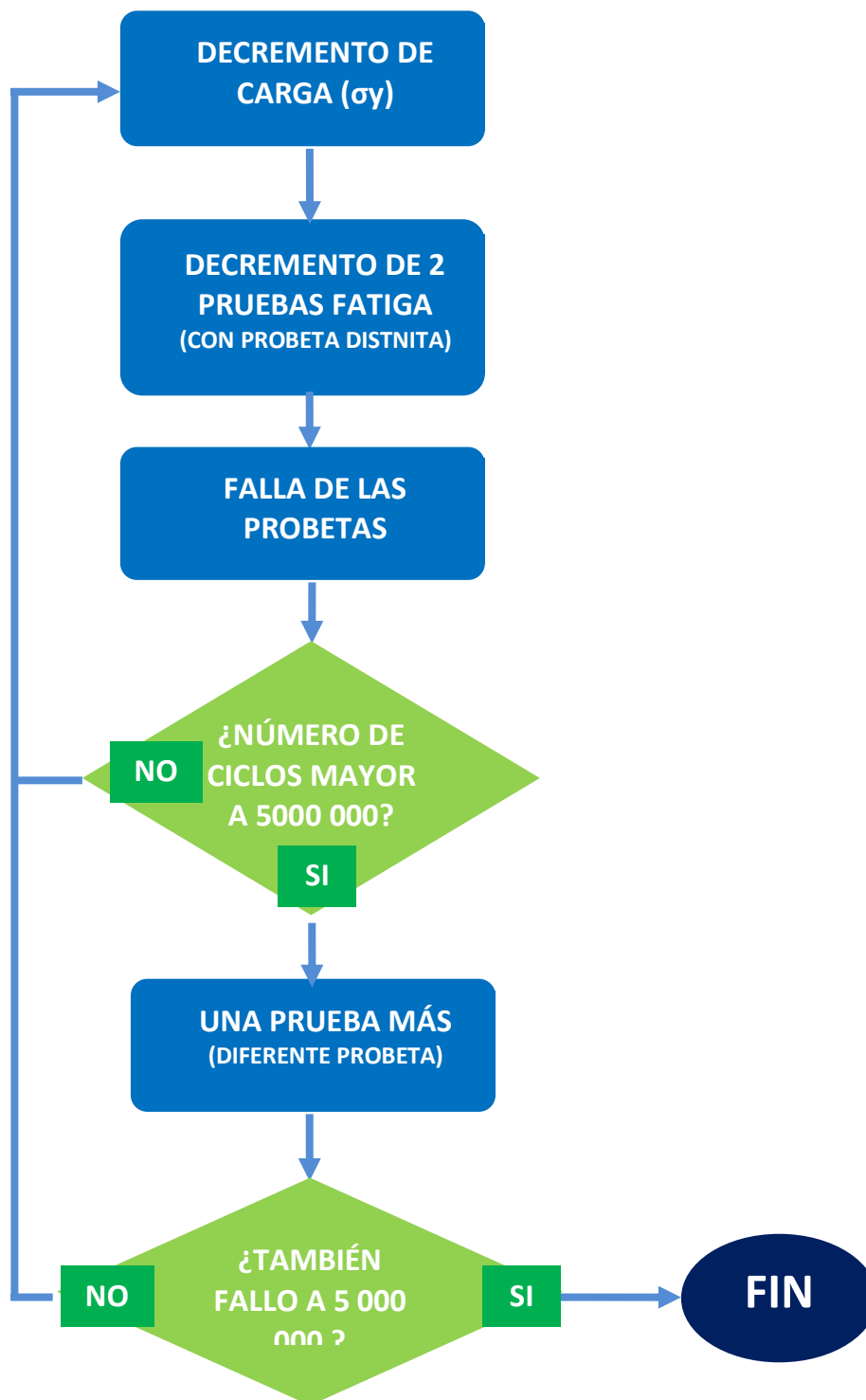


Figura 3.9 proceso para obtener el diagrama S-N



Los ensayos de fatiga realizados fueron de compresión-compresión con una relación entre el esfuerzo máximo y mínimo igual a 10, lo que quiere decir que el carga mínima es el 10% de la carga máxima aplicada.

El proceso de disminuir en cada prueba la carga máxima se detendrá en el momento que el número de ciclos llegue a 5 000 000. Después de esto se volverá a realizar la prueba con la misma carga si se obtiene un número de ciclos igual o mayor a 500 0000 la prueba se detiene, de lo contrario se sigue disminuyendo la carga máxima hasta encontrar un valor que permita realizar tres pruebas seguidas y que el número de ciclos de éstas sea igual o mayor a 5 000 000, este proceso se puede observar en la figura 3.9

Si se dibujan las graficas de la cargas contra el número de ciclos en escala logarítmica, se obtiene la gráfica S-N del material.



Capítulo 4

Resultados

4.1 Resultados experimentales

A continuación se presentan los resultados de cada una de las muestras sometidas a una compresión, los datos que se obtuvieron a través del ensayo fueron la fuerza, el desplazamiento, deformación, y la tensión.

Con los datos obtenidos en la prueba se realizaron las gráficas de esfuerzo-deformación, esto nos permite observar el comportamiento del material cuando es sometido a estas cargas, de esta manera se puede dibujar la gráfica de la deformación de la probeta.

Las figura 4.1 muestra las gráficas de esfuerzo-deformación de las tres probetas que se sometieron a ensayos de compresión para determinar su límite elástico y la fuerza máxima que son capaces de resistir.

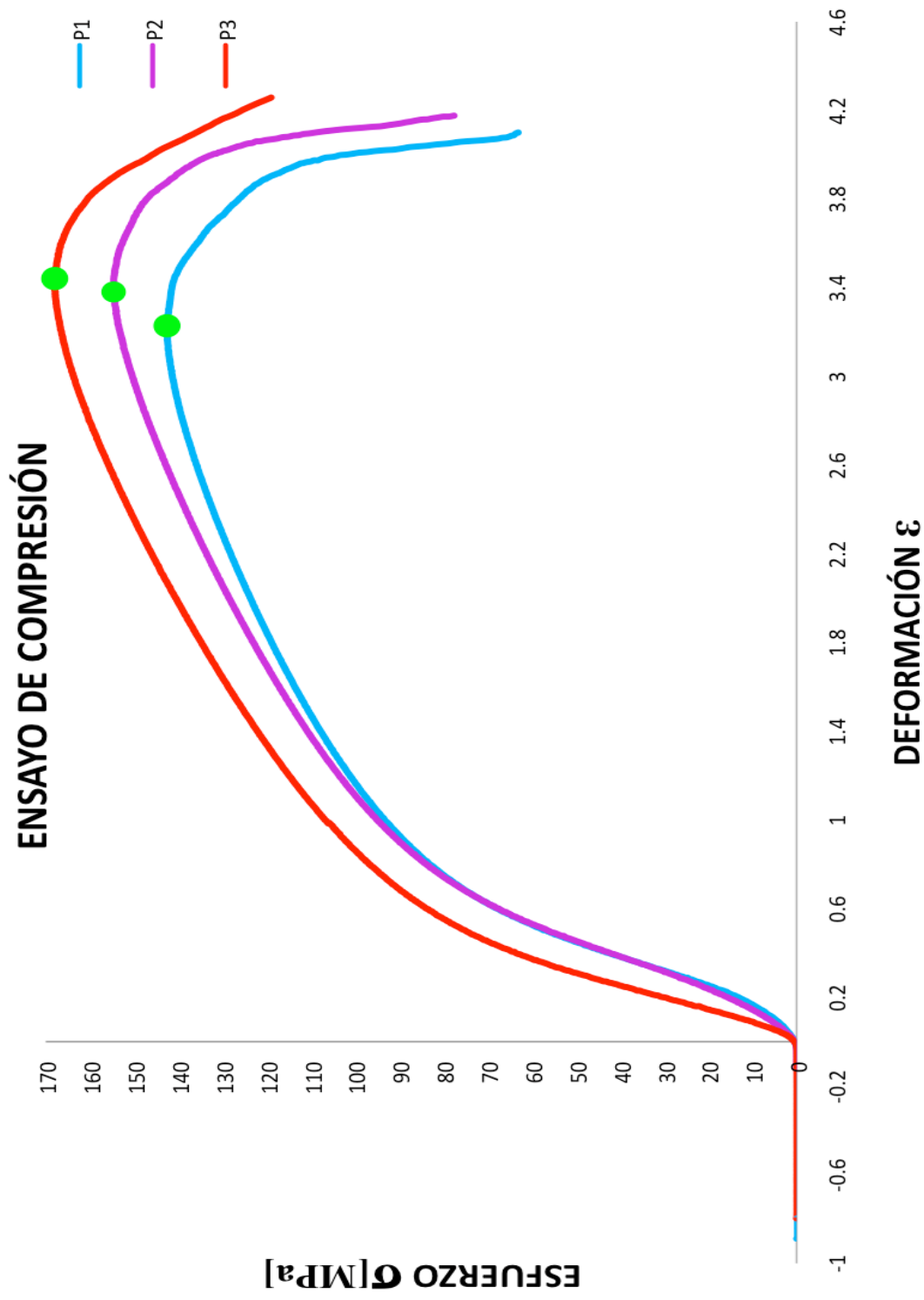


Figura 4.1 Gráficas esfuerzo deformación de las probetas sometidas a ensayo de compresión





En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos en las pruebas para determinar el límite elástico.

Tabla 4.2 Límite elástico y tensión máxima de las probetas

Muestra	σ_y (MPa)	Fy (N) límite elástico	σ_{max} (MPa)	F _{max} (N)
1	108.357219	8341	142.544071	10972.597
2	107.902537	8306	154.63	11902.934
3	109.981083	8466	167.963186	12929.281
Media	108.75	8371.00	155.25	11934.94
Desv. Est.	Desv. Est.	1.09	84.11	12.71

La siguiente tabla muestra los resultados al bajar las fuerzas para obtener la fuerza que permitiera a la probeta mantenerse antes de la falla durante 5 000 000 ciclos como lo indican los estándares.

Tabla 4.2 Número de ciclos a la falla para diferentes cargas

Muestra	F. máx. (N)	F. mín. (N)	σ (Mpa)	% σ_y	Nº ciclos	ϕ (mm)
1	6696.8	669	87.00	80.0	3521	9.9
2	6696.8	669	87.00	80.0	262	9.9
3	5859.7	585	76.12	70.0	724	9.9
4	5859	585	76.11	70.0	8134	9.9
5	5022	502	65.24	60.0	16471	9.9
6	5022.6	502	65.25	60.0	5214	9.9
7	4185.5	418	54.37	50.0	32009	9.9
8	4185.5	418	54.37	50.0	147340	9.9
9	3767	376	48.94	45.0	43891	9.9
10	3767	376	48.94	45.0	156716	9.9
11	3348.1	334	43.49	40.0	5000000	9.9
12	3348	334	43.49	40.0	205141	9.9
13	2511	251	32.62	30.0	74425	9.9
14	2511	251	32.62	30.0	390529	9.9
15	1674	167	21.75	20.0	108243	9.9
16	1674	167	21.75	20.0	5000000	9.9
17	1674	167	21.75	20.0	5000000	9.9
18	1674	167	21.75	20.0	5000000	9.9

Con los datos de la tabla anterior se puede determinar la gráfica S-N del material, como se muestra en la figura 4.2

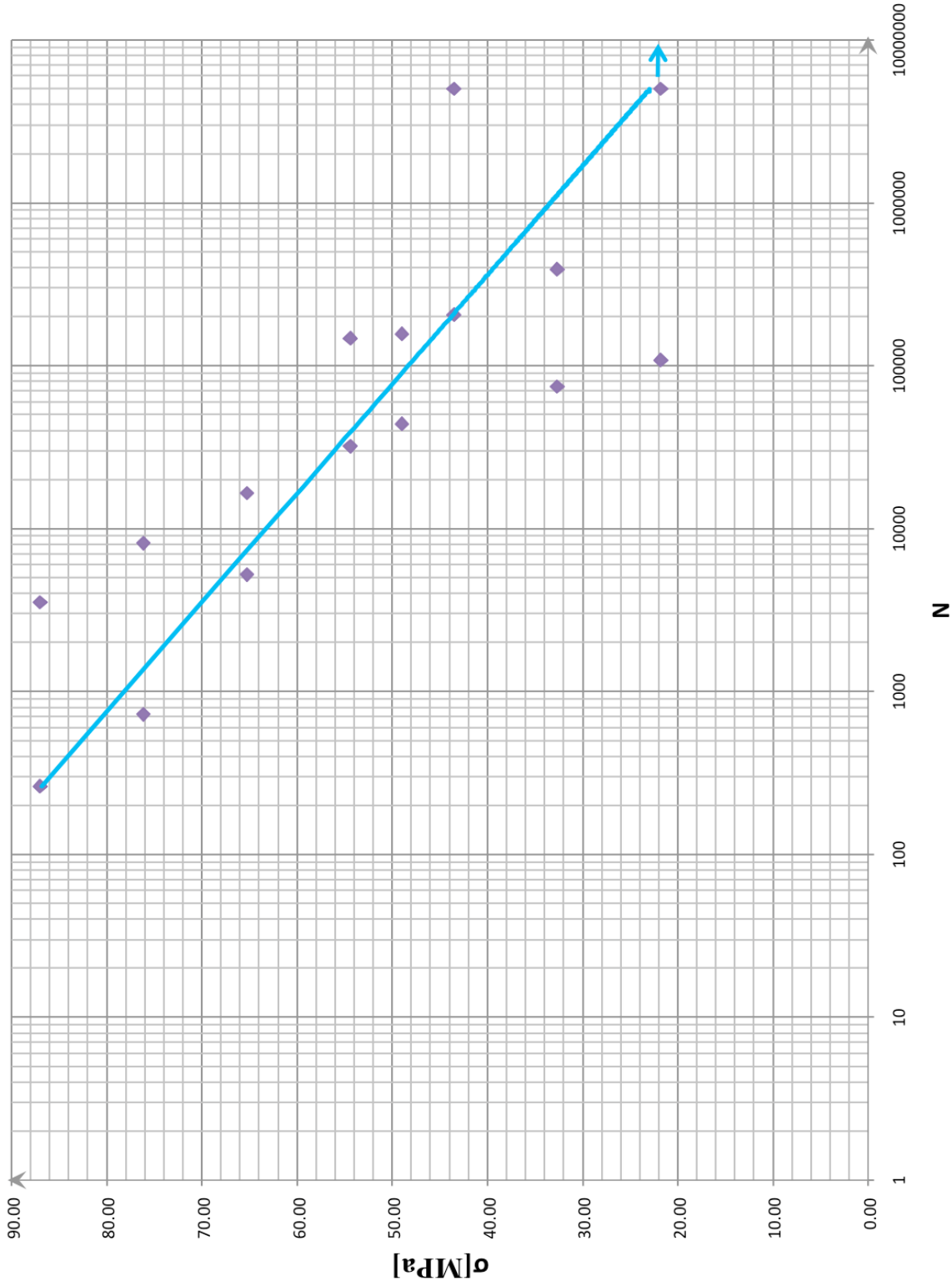


Figura 4.2 Diagrama S-N obtenido de las probetas a las que se les realizó la prueba de fatiga a diferentes cargas máximas



4.2 Micrografía de fractura

Después de que las probetas fueron sometidas a las pruebas de fatiga, se les tomaron fotos con el microscopio electrónico de barrido de las zonas de fractura y de las zonas de intersección de las bolas para determinar el mecanismo de fractura.

La figura 4.3 muestra la fotografía de la zona que falló durante la prueba de fatiga realizada a 76.11 [MPa].

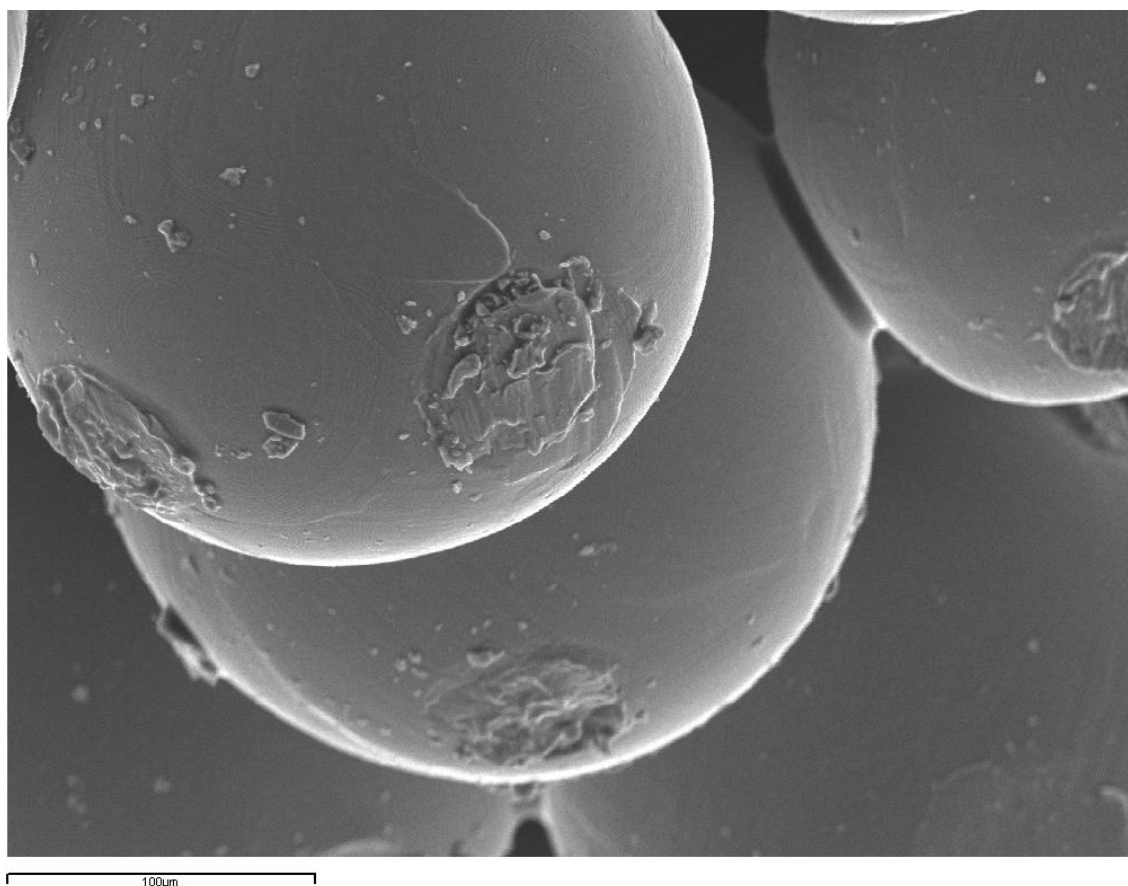


Figura 4.3. Fotografía de la microestructura de la superficie donde falló el material.

Se puede observar que la falla se da en las uniones de las bolas sinterizadas, por lo que la zona donde se interceptan estas esferas es un concentrador de esfuerzos. En la figura 4.4 se puede observar una de estas uniones que no falló después del ensayo mientras que en la figura 4.5 se observa la fractura de la unión después del ensayo de fatiga.

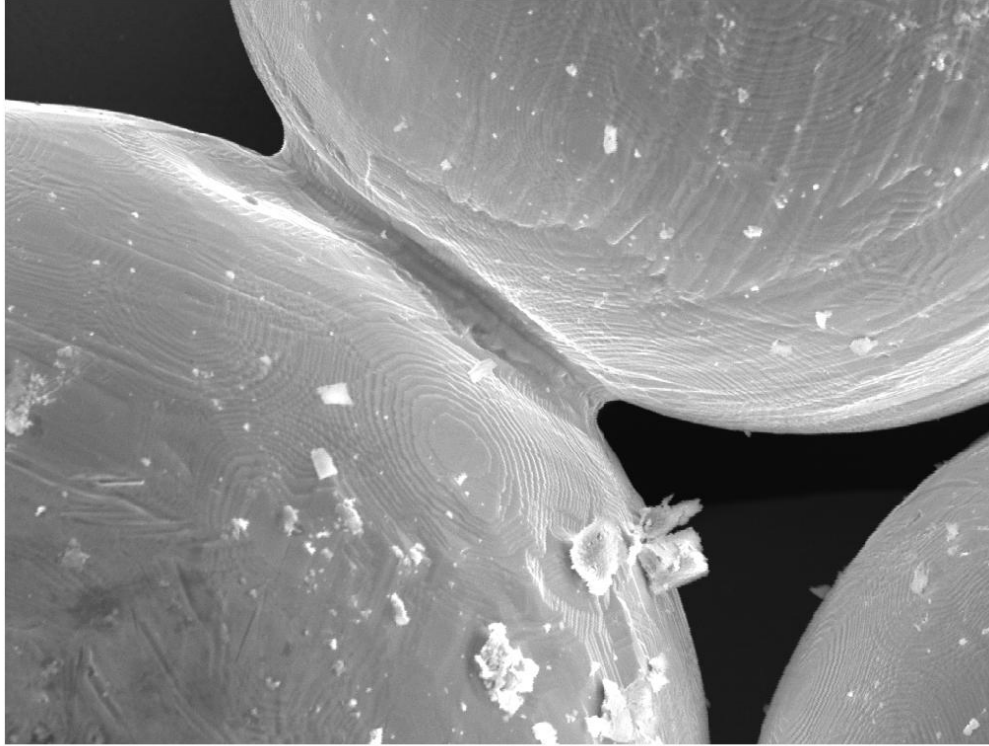


Figura 4.4 unión de esferas que no se encuentra fracturadas

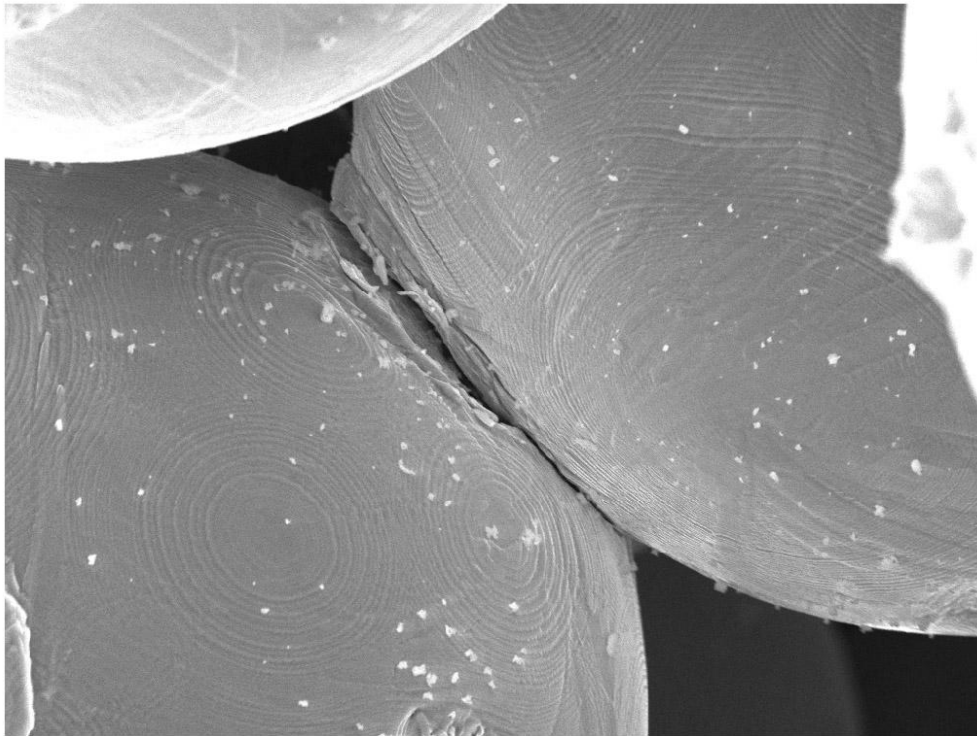


Figura 4.4 fotografía de la fractura de la unión de dos esferas



Capítulo 5

Discusión y conclusiones

En primer lugar podemos afirmar que la rigidez del material se ha reducido debido a la estructura porosa de éste, ya que el material denso presenta un límite elástico de 795 MPa y el material sinterizado presentó un límite elástico de 108.75 MPa. Este fenómeno en las estructuras porosas lo reportó Wen en su artículo de *Novel Titanium foam for bone tissue engineering* en el 2002[35], lo que hace a este tipo de materiales más compatibles con el hueso humano como se muestra en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Propiedades mecánicas de diferentes partes del cuerpo tabla traducida de[35].

Tipo de hueso	Hueso	E GPa	σ_y MPa
Cortical	Fémur	12-27.4	121
	Tibia	14-18.1	140
	Radio	12-18.6	149
	Húmero	17.2	130
Esponjoso	Cabeza Femoral	2.9	-
	Vértebra	0.23-1.5	3.1-3.7

Siguiendo con la prueba de compresión podemos observar que a pesar de que es un material poroso, su curva presenta un comportamiento de material denso y esto se debe a que la porosidad se encuentra entre 23 y 29%. Para materiales con mayor porcentaje de porosidad se observa una recuperación en la zona plástica, un ejemplo de esto es la figura 5.1 donde se observa la grafica esfuerzo-deformación de una probeta de Ti6Al4V con una porosidad del 90%, la diferencia del comportamiento radica en el porcentaje de porosidad y esto se debe a que en la zona plástica se puede observar la compresión de los poros.

Las pruebas de fatiga muestran que el material sí va a presentar la resistencia adecuada al ser sometido a las cargas naturales del cuerpo humano, ya que la carga que soporta el hueso humano en 5 000 000 de ciclos no sobrepasa al soportado por el material.



Del estudio de la microestructura, podemos concluir que el material efectivamente falló por fatiga, ya que en la fractura se observa la ruptura como si fuera un material frágil y esto es característico de las fallas por fatiga.

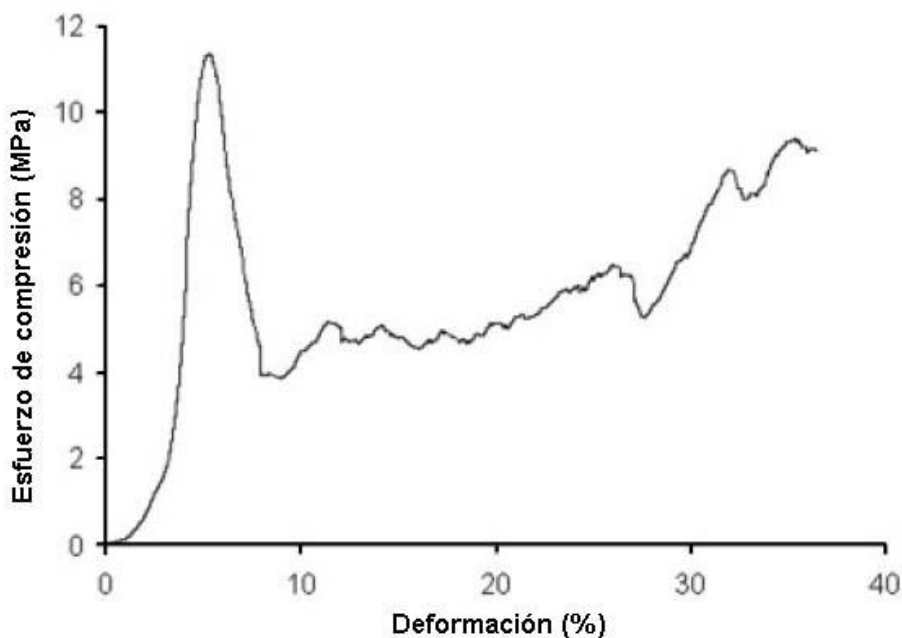


Figura 5.1 Curva esfuerzo-deformación de una probeta de Ti6Al4V poroso, con una porosidad del 90%, imagen tomada de[36]

Además se observa que las fallas se dieron en las uniones de las esferas, esto es predecible dado que tiene un efecto de concentrador de esfuerzos.

Finalmente podemos decir que el material es apto para utilizarse en huesos del cuerpo que no es ten sometidos a grandes cargas, como por ejemplo, los huesos de la muñeca y también como placas para fijación ósea, ya que al ser un material poroso el coeficiente de fricción aumenta, lo que nos brinda una ventaja ante las placas hechas de material denso. Además este tipo de pruebas son muy importantes para asegurarnos que el material se desempeñe según con las sollicitaciones.



Capítulo 6

Referencias

1. Otero, J.C., *Bioadhesividad celular sobre superficies de armazones o matrices tisulares*, Tesis doctoral, en el *Departamento de cirugía*. 2008, Universidad Autónoma de Barcelona: Barcelona. p. 51.
http://www.tesisenxarxa.net/TESIS_UAB/AVAILABLE/TDX-1114108-110247/jco1de1.pdf
2. Bruce, B. D.M.D., PH.D. and DAVID J. MOONEY, PH.D., *The impact of tissue engineering on dentistry*. Journal of the American Dental Association, 2000. **131**(3): p. 309-318. <http://jada.ada.org/cgi/content/full/131/3/309>
3. Bavaresco, V.P., C.A.C. Zavaglia, S.M. Malmonge, *Viability of pHEMA Hydrogels as Coating in Human Synovial Joint Prosthesis*. journal of Materials Research, 2002. **5**: p. 481-484.
<http://www.scielo.br/pdf/mr/v5n4/13281.pdf>
4. Gómez, D.C.M., *Injerto óseo a base de espuma de hidroxiapatita*. 2007, proyecto de la Universidad EAFIT: Medellín. p. 146.
<http://bdigital.eafit.edu.co:8080/bdng/query/single.xsp?id1=EAFITP620.0042CDM516I>
5. Hassna, R.R. and M. Zhang, *Biphasic calcium phosphate nanocomposite porous scaffolds for load-bearing bone tissue engineering*. Jurnal Biomaterials, 2004. **25**: p. 5171-5181.
http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6TWB-4BK2DXC-7&_user=945819&_coverDate=09%2F30%2F2004&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=search&_origin=search&_sort=d&_docanchor=&view=c&_searchStrId=1560570473&_rerunOrigin=google&_acct=C000048981&_version=1&_urlVersion=0&_userid=945819&md5=12b295bf1337304e04ca6305c6c1cc8f&searchtype=a
6. Collection, N.M.S.F.C., *Bare Bones of Bioactive Glass*, in SEM. 2000.



7. Colombo, P., *Engineering porosity in ceramics*, in *Centre for Materials Research*. 2010, University College London. p. 3.
8. VITA, *Instrucciones de uso para la confección de estructuras en la técnica de barbotina*, VITA, Editor. 2007.
http://www.vita-zahnfabrik.com/resourcesvita/shop/es/es_3051229.pdf
9. Hin, T.S., *Engineering Materials For Biomedical Application*, W. Scientific, Editor. 2004: Singapore. p. 352.
10. Gibson, L.J., *Cellular Solids: Structure and Properties*. Segunda ed. 1999, Cambridge: Cambridge University Press. 532.
11. Gouvêa, D., *Utilization of a resin, prepared by the citrate liquid solution method, as binder during the manufacturing of alumina-based ceramic filters*. *Cerâmica*, 1999. **45**: p. 150-154.
12. in *Porous material [en línea]*. visitado en marzo de 2010, Universitet Oslo. p.
http://www.uio.no/studier/emner/matnat/kjemi/KJM5100/h06/undervisning/materiale/16KJM5100_2006_porous_e.pdf.
13. Ishizaki, K., *Porous materials process technology and applications*, ed. M.T. Series. 1998, Dordrecht: Kluwer Academic. 240.
<http://www.ing.unlp.edu.ar/aeron/catedras/archivos/Fatiga.pdf>
14. López, L.G.D., *El concreto y otros materiales para la construcción*. 2003, Manizales: Universidad Nacional de Colombia. 235.
15. *Propiedades mecánicas de los materiales*. 2010, Universidad Nacional de Colombia: Medellín. p. 13.
16. *Propiedades Mecánicas: Dureza*. 2010, Universidad de La Laguna. p. 5.
http://webpages.ull.es/users/jmcacer/CTMitop/Practicas%20Laboratorio_archivos/Dureza.pdf
17. Echeverria, R., *Fractura de Materiales*. 2003, Universidad Nacional Del Comahue. p. 31.
18. *Materiales aeronáuticos: Fatiga*. 2010, Universidad Nacional de La Plata. p. 21. <http://www.ing.unlp.edu.ar/aeron/catedras/archivos/Fatiga.pdf>



19. Callister, W., *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Vol. 1. 1995: Reverté. 803.
20. González, J., *Mecánica de fractura*. 2 ed. Vol. 1. 2004, Ciudad de México: Limusa-Wiley.
21. Mayugo, J., *Estudio constitutivo de materiales compuestos laminados sometidos a cargas cíclicas*, in *Resistència de Materials i Estructures a L'enginyeria*. 2003, Universidad Politecnica de Cataluña: Barcelona. p. 302.
22. Groover, M., *Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas*. 3 ed. Vol. 1. 2007, Naucalpan: Mc Graw-Hill. 409.
23. Company, A.F., *Continuous Sintering Furnace*, A.F. Company. <http://www.abbottfurnace.com/literature/brochure-pdfs/continuous-sintering.pdf>
24. Florent, Q., *Comportamiento mecánico y químico de biomateriales para sustitución ósea*, in *Departement de Ciència dels Materials i Enginyeria Metal•lúrgica*. 2005, Universidad Politecnica de Cataluña: Barcelona. p. 73.
25. Zimer, *Trabecular Metal™ Technology* Zimer.
26. Medlin, D.J., *Metallurgical characterization of a porous tantalum biomaterial (Trabecular Metal) for orthopedic implant applications*, in *Materials & Processes for implant application*. 2003: Anaheim, California.
27. Levine, B., *A new era in porous metals: Applications in Orthopedics*, in *MetFoam2007*. 2007, DEStech: Pennsylvania.
28. Ricci, J.L. *23 Ann. Mtg. Society for biomaterials*. in *Comparison of Osseointegration and Bone Adhesion to Commercially Pure Titanium Alloy*. 1997.
29. BIOMET, *Regenerex™*, BIOMET, Editor. 2001, BIOMET.
30. Smith-Nephew, *STIKTITE Porous Coating*, Smith-Nephew, Editor. 2002, Smith-Nephew.
31. Depuy, *Gription™ Porous Coating*, Depuy, Editor. 2007, Depuy.



32. Cerdá, L.R., *Desarrollo de piezas porosas de Ti6Al4V mediante técnicas pulvimetalúrgicas*, in *Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales*. 2009, Universidad Politecnica de Valencia: Valencia. p. 383.
33. *ASTM D2166-00*.
34. *ISO 14801*.
35. Wen, C., *Novel Titanium foam for bone tissue engineering* Journal of Materials Research,, 2002. **17**(10): p. 2633-2639.
36. Li, J.P., *A novel porous Ti6Al4V: Characterization and cell attachment*. journal of Materials Research, 2005. **73A**(2): p. 223-233.



A n e x o

Glosario

Bioabsorbible: capacidad de un material de ser compatible con el tejido y degradarse cierto tiempo después de ser implantados. Esa descomposición se produce como consecuencia de la actividad celular, enzimática o bacterial.

Bioactividad: capacidad de un material para generar una respuesta biológica específica en la interface, formando enlaces químicos entre el material y el tejido que lo rodea.

Biocompatibilidad: Capacidad de un material para llevar a cabo una función con una respuesta del huésped apropiada a una situación específica.

Biodegradación: Alteración sufrida por el biomaterial o dispositivo implantado que implica la pérdida de su integridad o capacidad de funcionamiento al ser expuesto al medio fisiológico natural o simulado.

Biomaterial: Material que en contacto interfacial con sistemas biológicos debe evaluar, tratar, aumentar o sustituir algún tejido, órgano o función del cuerpo. Este material no debe producir respuesta del sistema inmune, ni ser tóxico, etc.

Degradación: Es la ruptura de un material mediante la acción de una reacción fisicoquímica, la cual conduce a un cambio significativo en su estructura y propiedades originales.

Hipoalergénico: Se dice de un material con la característica de provocar una baja o nula reacción alérgica.

Hueso esponjoso: tejido óseo con estructura porosa o reticulada, generalmente presente en el interior de los huesos cortos y epífisis de los huesos grandes.

Hueso cortical: Tejido óseo con estructura densa, generalmente presente en los huesos planos, exterior de los huesos cortos y largos, y diáfisis de los huesos largos.

Implante: Cualquier dispositivo médico fabricado con uno o más biomateriales, intencionalmente colocado en el cuerpo, dentro o superficialmente, por un tiempo de al menos treinta días.



Osteoconductividad: capacidad de ciertos biomateriales de proporcionar una superficie biocompatible sobre la cual migra y crece el tejido óseo en contacto directo con la superficie.

Osteointegración: Conexión estructural y funcional entre hueso e implante sin intervención de tejido fibroso, ni inflamación crónica.

Prótesis: Es un dispositivo que sustituye un miembro, un órgano o un tejido. El principal objetivo de un prótesis es sustituir la función del cuerpo que haya sido perdida.