Licenciatura: Ingeniería Mecánica
Nombre del Proyecto de Integración: Caracterización mecánica del biomaterial compuesto Hidroxiapatita–Níquel, Titanio, Magnesio, con diferentes porcentajes en peso del refuerzo metálico, para potencial uso en implantes óseos
Modalidad: Proyecto de investigación
Versión: Primera
Trimestre lectivo: 22-I

Datos del alumno:
Marco Antonio Gallardo Mendez
Matrícula: 2182000775
Correo electrónico: al2182000775@azc.uam.mx

Firma: _____

Asesor:
Dra. María Elizabeth Refugio García
Categoría: Titular
Departamento de adscripción: Materiales
Teléfono: (55) 5318-9471
Correo electrónico: merg@azc.uam.mx

Firma:_____

Co Asesor
Dr. Jose G. Miranda Hernández
Universidad Autónoma del Estado de México
Campus Valle de México
Tel. 5530382889
Correo electrónico: jgmirandah@uaemex.mx

Firma:_____

Ciudad de México a 19 de abril 2022

Declaratoria

En caso de que el Comité de Estudio de la Licenciatura en Ingeniería Mecánica apruebe la realización de la presente propuesta, otorgamos autorización para su publicación en la página de la División de Ciencias Básicas e Ingeniería.

_____

Marco Antonio Gallardo Mendez

_____

Dra. María Elizabeth Refugio García

_____

Dr. Jose G. Miranda Hernández

Índice

1. Introducción 4
2. Antecedentes 5
3. Justificación 6
4. Objetivos 6
5. Metodología 7
   A. Preparación de los compuestos por metalurgia de polvos 7
   B. Preparación de las probetas de hueso bovino para ensayos 7
   C. Caracterización mecánica de los compuestos y del hueso bovino 8
6. Normatividad 8
7. Cronograma de actividades 9
8. Entregables 9
9. Referencias bibliográficas 10
10. Terminología 10
11. Infraestructura 11
12. Asesoría complementaria 11
13. Publicación o difusión de los resultados 11

1. Introducción

La mayoría de los implantes óseos están elaborados a partir de materiales metálicos ya que cuentan con buenas propiedades mecánicas y presentan una buena resistencia a la corrosión, ejemplos de estos son el titanio, níquel, molibdeno, etc. De igual forma existen diversas desventajas al utilizar un implante metálico, como por ejemplo la alta densidad de estos, también que al ser materiales bioinertes no fomentan procesos biológicos por lo que no existe la osteointegración del implante con el tejido óseo y la mayor desventaja que se busca solucionar es el fenómeno de apantallamiento de tensiones, el cual aparece por la diferencia entre las propiedades mecánicas del implante y el tejido óseo, lo que desencadena en daños sobre el tejido óseo circundante al implante, ya que la carga a la cual está sometido el hueso no se distribuye de forma homogénea debilitando el tejido óseo provocando la fractura.

En los últimos años se ha estudiado el uso de la hidroxiapatita como implante óseo, ya que al ser un material bioactivo promueve la osteointegración y al ser un material poroso permite que existan procesos biológicos, pero también presenta desventajas ya que, al ser una cerámica, llega a ser frágil y por ende tener propiedades mecánicas muy bajas en comparación con las del hueso. Para suplir las desventajas de este material se emplean refuerzos metálicos para mejorar las propiedades mecánicas y por lo tanto se asemejen a las del hueso cortical.

Con la problemáticas mencionadas anteriormente se busca desarrollar un nuevo biomaterial compuesto tipo cermet, implementando una cerámica bioactiva como lo es la Hidroxiapatita y una aleación Níquel-Titanio-Magnesio, esperando obtener un material bioactivo y con buenas propiedades mecánicas, variando la composición del metal (20%, 30%, 40%, 50% y 60%) para analizar la mejora en las propiedades mecánicas en el mismo, con la finalidad de discutir la viabilidad para su uso en implantes de tejido óseo cortical. El desarrollo del biomaterial compuesto se llevará a cabo a través de la metalurgia de polvos, iniciando por la molienda de polvos, después compactando las probetas para diferentes ensayos y por último sinterizando las mismas. Se realizarán ensayos mecánicos de compresión, con la finalidad de obtener constantes importantes como lo es la resistencia a la compresión, el módulo de Young y el esfuerzo ultimo; también se desarrollarán ensayos de dureza. De igual forma se obtendrán probetas de hueso de origen animal para también obtener las propiedades mecánicas y poder realizar la comparación del biomaterial compuesto con las propiedades del hueso cortical.

2. Antecedentes

En 2015, José Alanis en su tesis de maestría realizada en la UAQ, comenta que las propiedades mecánicas de un implante óseo deben ser semejantes a las propiedades de los huesos receptores para transferir de forma homogénea la carga y así evitar el apantallamiento de tensiones [1]. Lo anterior reafirma la necesidad de encontrar un biomaterial que tenga propiedades mecánicas similares a las del hueso cortical, el cual presenta un módulo de elasticidad entre 10-30GPa y una resistencia a la compresión entre 167-213 MPa aproximadamente.

En el 2021 Grinschpun, Oldani y Schneiter desarrollaron un artículo sobre la obtención de compuestos de Hidroxiapatita y titanio a través de la metalurgia de polvos, donde se destaca la ventaja de utilizar esta técnica metalúrgica ya que, al implementar polvos, las muestras presentan mayor porosidad en comparación con otros métodos. De igual forma se habla sobre la viabilidad de utilizar biomateriales compuestos por cerámicas y metales, por ejemplo, las hidroxiapatitas y metales resistentes a la corrosión como el titanio, el acero inoxidable, etc.[2]. Lo que justifica la utilización de la metalurgia de polvos para desarrollar el biomaterial por sus ventajas frente a otras técnicas, así como el desarrollo de un biomaterial compuesto tipo cermet.

En una tesis de maestría publicada en septiembre del año pasado se analiza la utilización de aleaciones de titanio para implantes de hueso cortical, así como la implementación de pequeños porcentajes de magnesio entre el 5 – 15%, para mejorar la porosidad del implante [3]. Es por esa razón que se implementará una aleación de titanio con porcentajes de magnesio para analizar que sucede con las propiedades mecánicas del biomaterial.

En un artículo realizado por Vanessa Pineda publicado en la Revista Odontológica Mexicana, se demuestra que la Hidroxiapatita implementada en biomateriales, ya sea de origen natural o sintética, presenta una regeneración ósea [4]. Lo anterior justifica el uso de la Hidroxiapatita como matriz cerámica del compuesto a desarrollar buscando que el biomaterial presente una osteointegración con el tejido óseo y fomente procesos biológicos.

En un trabajo final realizado por Barrabés en el 2005, se revisa la viabilidad de utilizar la superaleación de níquel titanio para implantes óseos, realizando pruebas mecánicas, de porosidad, de corrosión y de liberación de iones [5]. Con este trabajo se justifica el uso de la aleación níquel titanio para el desarrollo del nuevo biomaterial, el cual se implementará como refuerzo en el biomaterial compuesto.

3. Justificación

El estudio de los biomateriales se ha agudizado en las últimas décadas, se busca que los materiales tengan características físicas, químicas y mecánicas similares a las del tejido vivo donde estará situado. Para implantes óseos se recurre comúnmente a los metales por sus buenas propiedades mecánicas y excelente resistencia a la corrosión, pero existen desventajas a largo plazo, por lo que se buscan alternativas. En la actualidad se analiza la posibilidad de utilizar cerámicas biocompatibles como implantes, pero al ser de esta naturaleza una de las desventajas es que son frágiles. Por esa razón se busca desarrollar un nuevo biomaterial que cuente con una matriz cerámica bioactiva como lo es la hidroxiapatita y un refuerzo metálico de la aleación Níquel-Titanio con adiciones de Magnesio, variando la composición de este último. Todo esto con la finalidad de encontrar una composición del nuevo biomaterial compuesto que se asemeje a las propiedades mecánicas del hueso cortical y pueda ser utilizado en implantes óseos.

4. Objetivos

Objetivo general

Determinar la dureza, la resistencia a la fluencia, el módulo de elasticidad, el esfuerzo máximo, y la porosidad del compuesto HAP-NiTiMg en diferentes porcentajes en peso del refuerzo metálico (20%, 30%, 40%, 50% y 60%).

Objetivos específicos

Elaborar a partir de la metalurgia de polvos diferentes compuestos de HAP-NiTiMg con diferentes porcentajes en peso del refuerzo metálico (20%, 30%, 40%, 50% y 60%).

Elaborar probetas de hueso cortical de origen bovino a partir de procesos de manufactura convencionales, con dimensiones de acuerdo con la norma ASTM E9 para ensayos de compresión.

Caracterizar mediante ensayos Vickers la dureza de las probetas de hueso y de los compuestos HAP-NiTiMg elaborados.

Realizar ensayos de compresión de las probetas de hueso y de los compuestos HAP-NiTiMg.

Determinar la densidad y porosidad del hueso y de los compuestos HAP-NiTiMg.

Analizar el efecto sobre la densidad, porosidad y propiedades mecánicas que se muestran en al modificar la composición química de los compuestos HAP-NiTiMg.

5. Metodología

A. Preparación de los compuestos por metalurgia de polvos

Los compuestos se desarrollarán a partir de la metalurgia de polvos, la cual consiste en una serie de pasos descritos a continuación:

I) Mezcla-molienda de polvos
II) Compactado de probetas
III) Sinterizado de probetas

El desarrollo del biomaterial consistirá en obtener compuestos de Hidroxiapatita y la aleación de Níquel, Titanio y Magnesio, variando la composición metálica. Comenzando con 20% de composición metálica, aumentando en 10% el porcentaje de refuerzo metálico (NiTiMg) hasta llegar a 60%, obteniendo cinco diferentes compuestos 20%, 30%, 40%, 50% y 60%.

La mezcla-molienda se desarrollará para cada una de las composiciones propuestas en el proyecto, esta mezcla-molienda se realizará en un molino de rodillos marca LABMILL 8000, a las condiciones de 300rpm durante 3 horas, empleando una relación de molienda de 20:1 de medios de zirconia.

Posterior a la mezcla de polvos de cada compuesto, se procede a recuperar los polvos y de ellos se fabricarán mediante compactación uniaxial, probetas cilíndricas que guarden la relación 1:0.9 diàmetro:altura, de igual forma se obtendrá una probeta con dimensiones 1:0.25 diàmetro:altura. La presión de compactación empleada será de 300 MPa.

Como última etapa dentro del proceso de conformado por metalurgia de polvos, se realizará el tratamiento de sinterización, el cual consiste en calentar los compuestos en un horno de alta temperatura, hasta llegar a los 950ºC, temperatura a la que permanecerá durante 30 minutos y un posterior enfriamiento dentro del horno, es importante mencionar que durante todo el ciclo de sinterización se tendrá una atmosfera controlada con un gas inerte para evitar la oxidación de la parte metálica del compuesto.

B. Preparación de las probetas de hueso bovino para ensayos

Al mismo tiempo se obtienen las probetas de hueso cortical de origen bovino a través de técnicas de procesos de manufactura por arranque de viruta, las cuales deberán tener dimensiones de acuerdo con la norma ASTM E9 para ensayos de compresión uniaxial.

C. Caracterización mecánica de los compuestos y del hueso bovino

Ensayo de compresión ASTME09

La caracterización mecánica consistirá en ensayos de compresión los cuales se realizarán bajo la norma ASTM E9 con probetas de 1 : 0.9 diámetro respecto a la altura, en este ensayo se obtendrán constantes como el módulo de elasticidad, la resistencia a la compresión y la carga máxima. Las probetas que se ensayarán son las del biomaterial desarrollado y las del hueso cortical de origen bovino. Para realizar este ensayo se realizará una evaluación de las probetas para que cumplan con las dimensiones requeridas y se rectificarán si es necesario.

Ensayo de dureza Vickers

El ensayo de dureza se llevará a cabo bajo la norma ASTM E384-16, el cual proporcionará valores de dureza Vickers, de igual forma se ensayarán muestras del biomaterial desarrollado y del hueso cortical de origen bovino. Para este ensayo se necesita hacer una preparación metalográfica que consiste en desbastar con un papel abrasivo de grano 80, lijar con papeles abrasivos de grano 400 y 600, por último, pulir con un paño y alúmina para obtener un acabado aceptable.

Pruebas de densidad y porosidad por Arquímedes:

Las pruebas de densidad se realizan bajo la norma NMX-CH-050-1984, siguiendo la metodología descrita en esta norma. En esta prueba se obtendrán constantes de peso seco, suspendido y saturado que servirán para obtener la densidad experimental o de Arquímedes y la porosidad de las muestras del biomaterial desarrollado y del hueso cortical de origen bovino. Las muestras no necesitan preparación previa.

6. Normatividad

ASTM E9: “Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature” [6]. La norma señala que se pueden realizar probetas de diferentes tamaños, por lo que se realizarán en proporción 1 : 0.9 diámetro respecto a altura para realizar los ensayos de compresión de las muestras del biomaterial y las del hueso cortical de origen bovino.

ASTM E384-16: “Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials” [7]. Norma utilizada para los ensayos de dureza, con las muestras previamente preparadas (preparación metalográfica)

NMX-CH-050-1984: “METODOS DE MEDICIÓN-DETERMINACIÓN DE LA DENSIDAD DE LIQUIDOS – PRINICIPIO DE ARQUIMEDES” [8] . La norma señala la metodología para obtener la densidad experimental de las muestras la cual está ligada a la porosidad del material.

7. Cronograma de actividades

UEA para la que se solicita autorización:

- ✓ Proyecto de Integración en Ingeniería Mecánica I
- ○ Proyecto de Integración en Ingeniería Mecánica II
- ○ Introducción al trabajo de investigación en Ingeniería Mecánica.

Actividades del trimestre 22-P		Semana											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	Realizar la mezcla-molienda de polvos												
2	Conformar probetas cilíndricas bajo compactación uniaxial												
3	Realizar tratamiento térmico de sinterización de los compuestos conformados												
4	Preparar las probetas del compuesto para las pruebas mecánicas												
5	Maquinar las probetas de hueso cortical de origen bovino												
6	Realizar el ensayo de compresión												
7	Realizar el ensayo de dureza												
8	Obtener la densidad y porosidad												
9	Comparar y discutir los resultados obtenidos de las pruebas												
10	Redactar el reporte final												
11	Entregar el reporte final												

8. Entregables

Reporte final del Proyecto de Integración

9. Referencias bibliográficas

[1] Alanis, J., 2015, “Obtención de un material compuesto orgánico-inorgánico con porosidad controlada para su aplicación en prótesis de Tejido Óseo”, Ph.D. tesis de maestría en Ciencias (Nanotecnología), Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de Querétaro.

[2] Grinschpun L., Oldani C. y Schneiter M., 2021, “Obtención de compuesto Ti-HA por sinterizado a baja temperatura”, Revista De La Facultad De Ciencias Exactas, Físicas Y Naturales, **23**, (2), pp. 55 – 58.

[3] Martínez I., 2021, “ESTUDIO DE LA VIABILIDAD DEADICIONAR MAGNESIO A ALEACIONES PULVIMETALÚRGICAS DE TITANIO, PARA LA OBTENCIÓN DE PRODUCTOS DENSOS Y/O POROSOS”, Ph.D. tesis de maestría en Ingeniería Biomédica, ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR INGENIERÍA INDUSTRIAL VALENCIA, UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA.

[4] Pineda V., Olivares O., Yépez J. y González A., 2019, “Parámetros histológicos de la regeneración ósea guiada con hidroxiapatita FOULA en ratas BIOU: Wistar”, Revista Odontológica Mexicana, 23, (1), pp. 149 – 158.

[5] Barrabés, M., Michiardi, A., Aparicio, C., Sevilla, P., Planell, J. A., & Gil, F. J., 2007 “Oxidized nickel–titanium foams for bone reconstructions: chemical and mechanical characterization”, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 18, (11), pp. 2123 – 2129.

[6] ASTM, 2014, “Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature”, ASTM E9.

[7] ASTM, 2017, “Standard Test Method for Microindentation Hardness of Materials”, ASTM E384-17.

[8] NORMA MEXICANA, 1984, “METODOS DE MEDICION-DETERMINACION DE LA DENSIDAD DE LIQUIDOS - PRINCIPIO DE ARQUIMEDES”, NMX-CH-050-1984.

10. Terminología

Hidroxiapatita (HAP): componente fundamental del hueso, constituido por cristales de fosfato cálcico en una matriz proteica.

Hueso cortical: hueso compacto mineralizado en un 70 – 90% que rodea la cavidad medular

Osteointegración: proceso biológico por el cual un implante se une e integra al tejido óseo.

NiTiMg : abreviación de Níquel, Titanio y Magnesio

11. Infraestructura

Laboratorio de Materiales Avanzados, ubicado en la Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco.

Taller de Manufactura, ubicado en la Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco.

Laboratorio de Microscopía, ubicado en la Universidad Autónoma Metropolitana, unidad Azcapotzalco.

12. Asesoría complementaria

No aplica

13. Publicación o difusión de los resultados

No aplica