



"El saber de mis hijos
hará mi grandeza"

UNIVERSIDAD DE SONORA

DIVISIÓN DE INGENIERÍA

POSGRADO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA

**CONFORMADO DE TORNILLOS FUNCIONALES DE
 β -WOLLASTONITA
A PARTIR DE CILINDROS COMPACTOS DE ESTE
MATERIAL**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
ESPECIALIDAD EN PROCESOS METALURGICOS**

PRESENTA:

JUDAS AARÓN DURÁN CHAVEZ

DIRECTOR: DR. MARTIN ANTONIO ENCINAS ROMERO

Hermosillo, Sonora

Noviembre, 2019

Repositorio Institucional UNISON



**"El saber de mis hijos
hará mi grandeza"**



Excepto si se señala otra cosa, la licencia del ítem se describe como openAccess

UNIVERSIDAD DE SONORA

APROBACION DEL JURADO

de la tesis presentada por:

Judas Aarón Duran Chávez

Esta tesis ha sido revisada por cada uno de los miembros del Jurado y por mayoría de votos la han encontrado satisfactoria.

17 de septiembre 2019

Fecha


Dr. Martín Antonio Encinas Romero
Presidente

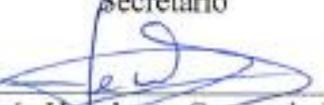
17 de septiembre 2019

Fecha


Dr. Jesús Leobardo Valenzuela García
Secretario

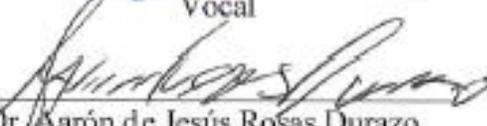
17 de septiembre 2019

Fecha


Dr. Jesús Humberto Coronado López
Vocal

17 de septiembre 2019

Fecha


Dr. Aarón de Jesús Rosas Durazo
Sinodal Externo



"El saber de mis hijos
hará mi grandeza"

UNIVERSIDAD DE SONORA

División de Ingeniería

Posgrado en Ciencias de la Ingeniería: Ingeniería Química

AUTORIZACION DEL EXAMEN DE GRADO

11 de Noviembre de 2019.

Por la presente se hace constar que el estudiante: **Judas Aarón Durán Chávez**, ha cumplido satisfactoriamente con los requisitos académicos correspondientes para la realización del Examen de Grado de la Especialidad en Procesos Metalúrgicos del Programa de Maestría en Ciencias de la Ingeniería.

DR. ABRAHAM ROGELIO MARTIN GARCÍA

COORDINADOR

POSGRADO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA



"El saber de mis hijos
hará mi grandeza"

**POSGRADO EN
CIENCIAS DE
LA INGENIERÍA:
INGENIERÍA QUÍMICA**

RESUMEN

El mineral de wollastonita con el paso del tiempo ha sido uno de los más estudiados para la utilización en procesos de curación del cuerpo humano, esto debido a su gran similitud con la conformación del hueso humano, esmalte dental y demás aportes de minerales para un gran número de tejidos, en el presente documento vamos a encontrar las pruebas realizadas para poder identificar la posibilidad de iniciar la utilización de este material en injertos para los procesos de sanación de daños óseos.

El objetivo es poder obtener una pieza funcional, la cual tenga la posibilidad de sustituir un dispositivo a un clavo quirúrgico.

Estudios que se han realizado anteriormente demuestran las propiedades biocompatibles del cerámico con el cuerpo humano.

Se realizaron pruebas con piezas horneadas basadas en la metodología establecida en estudios que nos anteceden, la cual consiste en obtener una pieza horneada a 1200 °C, estas piezas se conformaron en dos moldes distintos, uno que fue un molde bipartido y un segundo molde tipo troquel, se procede a realizar maquinado de las piezas adquiridas.

Resultados; la piezas obtenidas en el primer molde no cumplieron con el objetivo deseados, esto debido a que la primera pieza no fue posible retirarla del molde, una vez compactada, la segunda corrida que se realizara con el mismo molde se procedió a conformar la pieza y se introdujo en la mufla para su tratamiento térmico junto con el molde, asumiendo que este se destruiría, y una vez más fue imposible poder retirar la pieza.

Resultados de las corridas realizadas con el molde tipo troquel, en este molde se realizó un pequeño cambio en la metodología aumentando la presión de compactación de la pieza, el troquel para la conformación de esta pieza se fabricó de una barra de acero inoxidable 316, buscando que la pieza no se contaminara con residuos del material de fabricación, se procedió a la fabricación y con mucha cautela se procese a introducir la pieza para su tratamiento térmico, aplicando una rampa de 200°c por hora hasta llegar a los 1200°C, donde permaneció durante 2 horas, una vez que la que pieza se retira del

horno, se procede a máquina, identificando que la homogenización de las partículas de polvo del exterior hacia el centro no eran uniformes por lo que la pieza al maquinarla resultaba demasiado frágil rompiéndose, de esta manera no fue posible maquinarla.

Se concluye que es los dispositivos formados con beta wollastonita a 1200°C, no son candidatos a sustituir un clavo quirúrgico ya que no se pueden maquinar y no presentan buenas propiedades mecánicas como para fija o unir una pieza después de haber sufrido un daño.

ABSTRACT

The wollastonite mineral with the passage of time has been one of the most studied for the use in healing processes of the human body, this due to its great similarity with the conformation of the human bone, dental enamel and other mineral contributions for a large number of tissues, in this document we will find the tests performed to identify the possibility of starting the use of this material in injectors for the processes of healing bone damage.

The objective is to be able to obtain a functional part, which has the possibility of replacing a device with a surgical nail.

Studies that have been carried out previously, the biocompatible properties of ceramics with the human body.

Tests were carried out with baked parts based on the methodology established in studies that preceded us, which consists in obtaining a piece baked at 1200 ° C, these pieces were formed in two different molds, one that was a bipartite mold and a second type mold die, we will proceed to machine the acquired parts.

Results; the pieces obtained in the first mold did not meet the desired objective, this is because the first piece was not possible to remove it from the mold, once compacted, the second run that was made with the same mold was proceeded to shape the piece and introduced into the flask for heat treatment along with the mold, assuming that it will be destroyed, and once again it was impossible to remove the piece.

Results of the runs made with the die type mold, in this mold a small change was made in the modified methodology the compaction pressure of the piece, the die for the conformation of this piece was made of a 316 stainless steel bar, looking for that the piece is not contaminated with waste from the manufacturing material, it is processed to the manufacturing and with great caution an introduction of the piece is processed for its heat treatment, applying a ramp of 200 ° C per hour until reaching 1200 ° C , where it remained for 2 hours, once the piece is removed from the oven, we proceed to the machine, identifying that the homogenization of the dust particles from the outside towards the center were not uniform, so the piece when machining it was too fragile

breaking, in this way it was not possible to machine it.

It is concluded that it is the devices formed with beta wollastonite at 1200 ° C, they are not candidates to replace a surgical nail since machines cannot be made and they do not have good mechanical properties to fix or join a part after having suffered damage.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	V
ABSTRACT	V
LISTA DE FIGURAS.....	X
LISTA DE TABLAS	XI
CAPÍTULO 1	1
INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1. Introducción	1
1.2. Justificación.....	3
1.3. Objetivo General	3
1.4. Objetivos Específicos.....	3
CAPÍTULO 2.....	4
ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS.....	4
2.1. El esqueleto humano.	4
2.2. Composición del hueso.	6
2.2.1. Hueso compacto	6
2.2.2. Hueso esponjoso.....	6

2.2.3.	Matriz ósea.	7
2.2.4	Morfología anatómica y tisular de los huesos.....	8
2.3.	Actividad metabólica del osteoclasto durante la resorción ósea.	10
2.4.	Reparación de fracturas y proceso de sanación del tejido óseo.	11
2.5.	Biomateriales	12
2.5.1.	Biomateriales Biológicos.....	15
2.5.2.	Biomateriales Metálicos.....	15
2.5.3.	Biomateriales Poliméricos.....	15
2.5.4.	Biomateriales Cerámicos	16
2.5.5.	Biomateriales Compuestos	19
2.6.	Hidroxiapatita.....	20
2.7.	Wollastonita.....	21
2.8.	Fluido Fisiológico Simulado (SBF).....	23
CAPITULO 3.....	25
METODOLOGÍA EXPERIMENTAL	25
3.1.	Materiales	25
3.2.	3.2 Conformación de las piezas compactas de β-wollastonita.....	28
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	29
4.1.	Molde bipartido.....	29
4.2.	Molde tipo troquel.....	34

CAPITULO 5.....	39
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	39
5.1. Conclusiones.....	39
5.2. Recomendaciones.....	39
CAPITULO 6.....	41
BIBLIOGRAFÍA	41

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1. COMPUESTO DE TEJIDO ÓSEO	5
FIGURA 2. REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE UNA SECCIÓN LONGITUDINAL DE HUESO LARGO.....	8
FIGURA 3. ASPECTO MACROSCÓPICO RADIOGRÁFICO DE UN HUESO.....	9
FIGURA 4. REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DE UN OSTEOCLASTO Y SU LAGUNA DE HOWSHIP	11
TABLA 7. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA WOLLASTONITA NYAD® M200, PRODUCIDA POR LA MINERA ROCA RODANTE S.A. DE C.V.	25
TABLA 8. PROPIEDADES TÍPICAS DE LA WOLLASTONITA NYAD® M200, PRODUCIDA POR LA MINERA ROCA RODANTE S.A. DE C.V.	26
FIGURA 5. DIAGRAMA DE FLUJO PARA LA ELABORACIÓN DE CILINDROS DE B-WOLLASTONITA	28
CAPITULO 4.	29
FIGURA 6. DISEÑO 3D DE MOLDE BIPARTIDO	29
FIGURA 7. PROCESO DE IMPRESIÓN DE MOLDE BIPARTIDO	30
FIGURA 8. EQUIPO DE PRENSA HIDRÁULICA	31
FIGURA 9. MANÓMETRO DE BOMBA HIDRÁULICA	31
FIGURA 10. INDICADOR DE TEMPERATURA DE MUFLA DE MUFLA UTILIZADA.	32
FIGURA 11. MOLDE AL MOMENTO DE RETIRARSE DE MUFLA	33
FIGURA 12. RESTOS DENTRO DE MUFLA	34
FIGURA 13. TROQUEL SPECAC	35
FIGURA 14. MOLDE BASADO EN UN TROQUEL PARA PASTILLAS	35
FIGURA 15. PROCESO DE COMPACTACIÓN	36
FIGURA 16. PIEZA DE WOLLASTONITA DESPUÉS DEL TRATAMIENTO TÉRMICO	37
FIGURA 17. PROCESO DE MAQUINADO DE PRODUCTO TERMINADO	37
FIGURA 18. PIEZA DE WOLLASTONITA OBTENIDA DE MAQUINADO.....	38

LISTA DE TABLAS

TABLA 1. MATERIALES UTILIZADOS EN EL CUERPO HUMANO	13
TABLA 2. CERÁMICOS UTILIZADOS EN APLICACIONES BIOMÉDICAS.	17
TABLA 3. PROPIEDADES MECÁNICAS DE BIOMATERIALES CERÁMICOS.	19
TABLA 4. PROPIEDADES MECÁNICAS TÍPICAS DE LA HIDROXIAPATITA	21
TABLA 5. PROPIEDADES FÍSICAS DE LA WOLLASTONITA.	22
TABLA 6. CONCENTRACIÓN DE IONES DE LA SOLUCIÓN SBF Y DEL PLASMA SANGUÍNEO HUMANO.	23
TABLA 7. COMPOSICIÓN QUÍMICA DE LA WOLLASTONITA NYAD® M200, PRODUCIDA POR LA MINERA ROCA RODANTE S.A. DE C.V.	25
TABLA 8. PROPIEDADES TÍPICAS DE LA WOLLASTONITA NYAD® M200, PRODUCIDA POR LA MINERA ROCA RODANTE S.A. DE C.V.	26

AGRADECIMIENTO

Agradezco principalmente a ese ser divino que es Dios por haber permitido que continuara en este proyecto.

Agradezco a las personas que me rodean e impulsaron para que no desistiera en la búsqueda del objetivo, Padres, Hermanos y muy especialmente a mi Guadalupe B. por ser ese cuchillito de palo que no dejo de buscar la manera para motivarme a terminar lo que en el 2011 se había iniciado.

Agradezco muy especialmente a mis maestros por ser los guías que me apoyarán con gran disponibilidad durante todo el periodo.

Agradezco a la empresa Molymex por las facilidades brindada en maquinaria, tiempos y espacios para que esta investigación se realizara de manera satisfactoria.

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1.Introducción

El hueso es el único tejido del organismo que al ser dañado es capaz de regenerarse por medio de la creación de un tejido exactamente igual al original. De esta manera, cuando el hueso presenta lesiones ya sea por fracturas u otros defectos se ponen en marcha de inmediato los mecanismos osteoformadores, con la finalidad de restaurar el tejido óseo en el lugar de la lesión (Guerra, 2010). Generalmente, la dinámica del hueso es suficiente para reconstruir los defectos comunes, sin embargo, en pérdidas mayores de masa tisular, para obtener dicha reparación, se hace necesario recurrir al aporte de sustitutos óseos, denominados biomateriales.

La reparación eficiente de lesiones óseas continúa siendo un problema pendiente hasta el día de hoy, por lo cual se desarrollan numerosas líneas de investigación que estudian la formulación y caracterización de biomateriales de muy diversa naturaleza. Dentro de este campo de estudio, los materiales más promisorios como potenciales sustitutos óseos han resultado ser los biomateriales cerámicos, y específicamente los cerámicos de fosfatos de calcio, debido a la semejanza en la constitución química de estos materiales con la fase mineral de los tejidos duros del organismo, y su alta biocompatibilidad dentro del mismo (Sustaita, 2012)

La hidroxiapatita es el $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ componente mineral predominante de los huesos de los vertebrados, así como del esmalte dentario. Sus aplicaciones clínicas son de gran relevancia, debido a que es el cerámico de fosfato de calcio químicamente más parecido a los cristales de las apatitas biológicas (Zansana, 2004). Por tal razón se han desarrollado diversas metodologías para su preparación, entre las que destacan métodos de precipitación, hidrotermales, reacciones de estado-sólido, proceso sol-gel, entre otras. El proceso sol-gel es uno de los métodos más importantes para la producción de biomateriales, debido a las ventajas que éste presenta, entre ellas el uso de reactivos

económicos y fáciles de adquirir, procedimientos con bajas temperaturas y relativa simplicidad entre cada una de las etapas de síntesis.

Sin embargo, la hidroxiapatita sintética presenta propiedades mecánicas pobres, es quebradiza y relativamente débil comparada con los implantes tradicionales, de tal forma que su uso en zonas de carga, se ha destinado sólo a recubrir otros materiales con propiedades mecánicas más resistentes (Zabala, 2008).

Una solución para resolver este problema, es combinarla con una fase de refuerzo adecuada, produciendo un compósito que ofrezca propiedades mecánicas óptimas, superando con ello sus limitaciones mecánicas. La β wollastonita es única entre los minerales no metálicos por su combinación de color blanco, forma cristalina acicular y pH alcalino, esto aunado a sus características bioactivas y su biocompatibilidad la colocan a la vanguardia con el resto de los materiales biocerámicos, con potenciales aplicaciones como biomaterial individual, en fase de refuerzo o como recubrimiento de sustratos. Por otro lado, la wollastonita natural representa un mineral de gran importancia regional en el Estado de Sonora, ya que en Hermosillo, la Compañía Minera Roca Rodante S.A de C.V., realiza operaciones en el depósito "Pilares", produciendo wollastonita de alta pureza, la cual podría ser utilizada directamente como biomaterial en diversas aplicaciones clínicas. Sin embargo, estudios recientes han demostrado que la β wollastonita es mucho más soluble que la misma hidroxiapatita, al ponerse en contacto con fluidos fisiológicos simulados (SBF), lo que pudiera tener como consecuencia, una disminución de las propiedades mecánicas de los compósitos (Encinas, 2009).

1.2. Justificación

Este trabajo es necesario debido a que es importante poder llevar a la práctica los conocimientos teóricos obtenidos en las investigaciones que nos anteceden, donde se demuestra la biocompatibilidad y la similitud del hueso humano con el cerámico de estudio.

1.3. Objetivo General

Conformar una pieza en forma de tornillo funcional compuesto de β wollastonita.

1.4. Objetivos Específicos

- Diseñar molde para la producción de piezas prototipos.
- Evaluar piezas obtenidas con los diferentes moldes utilizados.
- Producir un tornillo de compuesto de material compacto de β wollastonita

CAPÍTULO 2

ANTECEDENTES BIBLIOGRÁFICOS

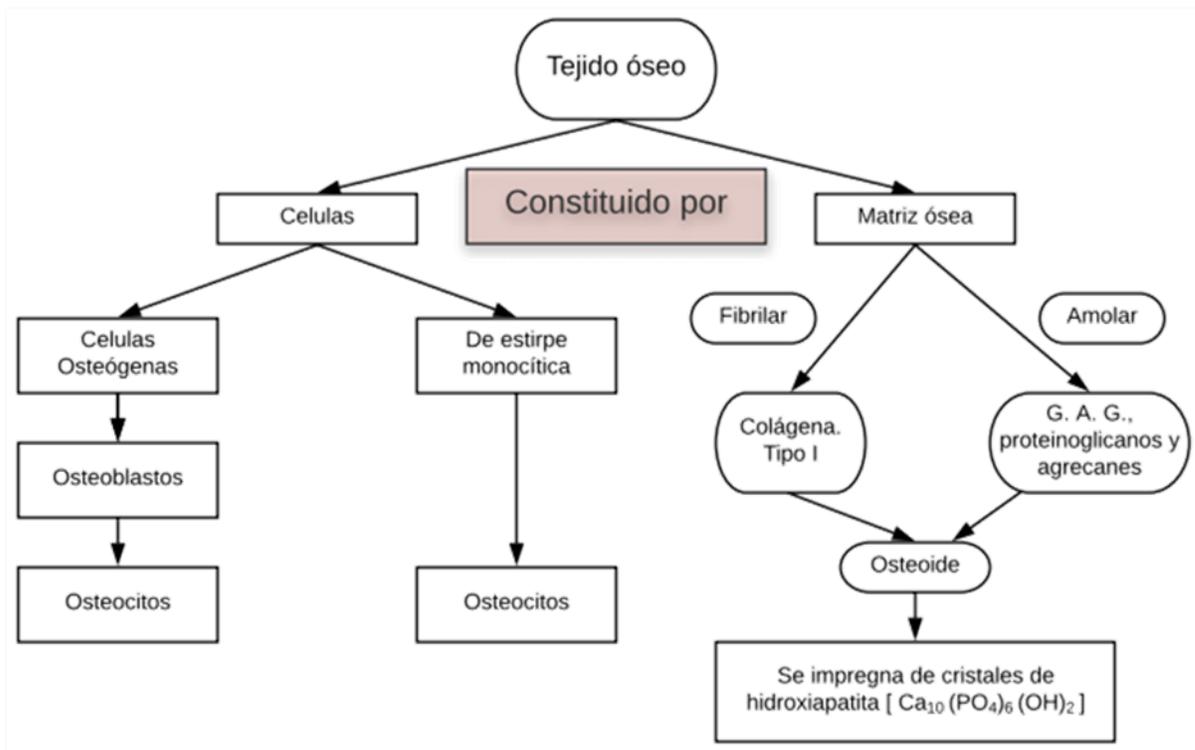
2.1.El esqueleto humano.

El esqueleto humano está formado por el tejido óseo, denominado comúnmente hueso, forma la base o sostén del sistema locomotor. Constituye el esqueleto del organismo. Gracias a la presencia de los huesos y su disposición en el espacio, el ser humano conserva su forma y puede adoptar diversas posturas (Montalvo, 2010), así como desarrollar diversas actividades tales como el soportar una carga o trasportarla.

Los huesos también cumplen otras funciones, por ejemplo, sirven para alojar y proteger a tejidos y órganos vitales; la cavidad craneana al cerebro y el agujero vertebral a la médula espinal; la cavidad torácica al corazón y pulmones; la cavidad interna de los huesos a la médula ósea o hematopoyética. En el tejido óseo se almacenan sales de calcio y fósforo principalmente.

En los huesos se insertan los músculos a través de tendones o directamente sobre la superficie ósea esto dependerá de la función que el hueso este realizando. Generalmente dos o más huesos se relacionan entre sí por la inserción de un músculo común. La acción de contracción y relajación funciona como palanca que permite el movimiento entre un conjunto de huesos vecinos, movimiento facilitado por las articulaciones que los unen.

El tejido óseo está constituido por células y por una matriz ósea (Figura 1), sustancia intercelular calcificada, integrada por componentes orgánicos: amorfo y fibrilar e inorgánicos: sales de calcio y fósforo.



Montalvo, 2012.

Figura 1. Compuesto de tejido óseo

2.2.Composición del hueso.

Las sales minerales más abundantes son la hydroxiapatita (fosfato tricálcico) y carbonato cálcico. En menores cantidades hay hidróxido de magnesio y cloruro y sulfato magnésicos. Estas sales minerales se depositan por cristalización en el entramado formado por las fibras de colágeno, durante el proceso de calcificación o mineralización. El hueso no es totalmente sólido sino que tiene pequeños espacios entre sus componentes, formando pequeños canales por donde circulan los vasos sanguíneos encargados del intercambio de nutrientes. En función del tamaño de estos espacios, el hueso se clasifica en compacto o esponjoso.

2.2.1. Hueso compacto

También llamado hueso cortical, constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo. El hueso compacto constituye una protección y un soporte. Tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente. Los canales de Havers están conectados con otros canales llamados canales de Volkmann que perforan el periostio. Ambos canales son utilizados por los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso.

Entre las láminas concéntricas de matriz mineralizada hay pequeños orificios o lacunae donde se encuentran los osteocitos. Para que estas células puedan intercambiar nutrientes con el líquido intersticial, cada lacuna dispone de una serie de canalículos por donde se extienden prolongaciones de los osteocitos.

2.2.2. Hueso esponjoso.

A diferencia del hueso compacto, el hueso esponjoso no contiene osteones, sino que las láminas intersticiales están dispuestas de forma irregular formando unos tabiques o placas llamadas trabéculas. Estos tabiques forman una estructura esponjosa dejando huecos que están llenos de la médula ósea roja. Dentro de las trabéculas están los

osteocitos que yacen en sus lacunae con canalículos que irradian desde las mismas (Moreno, 2017). En este caso, los vasos sanguíneos penetran directamente en el hueso esponjoso y permiten el intercambio de nutrientes con los osteocitos. El hueso esponjoso es el principal constituyente de las epífisis de los huesos largos y del interior de la mayor parte de los huesos.

2.2.3. Matriz ósea.

Está integrada por una porción orgánica y una porción inorgánica.

- Matriz orgánica, constituida por matriz amorfa. Conformada por glucosaminoglicanos, proteoglicanos, agreganos (glicoproteínas) y moléculas de adhesión como la osteonectina, la osteocalcina y la osteopontina. La osteonectina interviene como adhesivo entre las fibras colágenas y los cristales de hidroxapatita, la osteopontina relaciona las células del tejido óseo a la matriz ósea y la osteocalcina facilita el depósito de las sales de calcio en las estriaciones electrónicas de las fibras colágenas. Todas ellas poseen mucha afinidad a la hidroxapatita. La síntesis de estas proteínas es estimulada por la vitamina D.
- Matriz fibrilar, constituida por fibras de colágena tipo I. Se ha demostrado que en las estriaciones electrónicas de la estructura periódica de las fibrillas de colágena se depositan los cristales de hidroxapatita por una actividad intensa de la enzima fosfatasa alcalina encargada de extraer las sales de calcio de los capilares sanguíneos vecinos a los centros de osificación y calcificación y las deposita en los lugares antes mencionados. Este depósito se realiza por la presencia y actividad de las glicoproteínas osteocalcina y osteonectina. Ambos componentes orgánicos, sintetizados y secretados por las células osteógenas y los osteoblastos constituyen una trama densa y de gran estabilidad tisular denominada osteoide, una base consistente en donde se depositarán los cristales de sales de calcio (fosfatos y carbonatos) por actividad de los osteoblastos.

- Matriz inorgánica. Está representada por el depósito en la matriz orgánica, de sales de calcio en la forma de cristales de hidroxapatita $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$

2.2.4 Morfología anatómica y tisular de los huesos.

De acuerdo a la forma externa que presentan los huesos se clasifican en:

- Huesos largos: El húmero, costillas, la tibia o el fémur.
- Huesos planos: Como la escápula u omóplato y los huesos del cráneo, parietal, temporal frontal u occipital.
- Huesos cortos: las falanges de los dedos, los huesos carpales y tarsales.
- Huesos irregulares: Vértebras o el maxilar superior

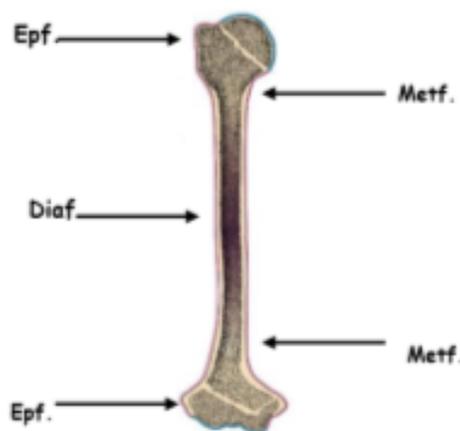


Figura 2. Representación esquemática de una sección longitudinal de hueso largo.

Se observan los extremos denominados epífisis y entre ambas se sitúa la diáfisis. Las metáfisis se localizan entre el límite de cada epífisis con la diáfisis; los huesos largos (fémur, húmero, tibia, etc.) poseen tres porciones, una central o cuerpo del hueso la diáfisis y los extremos articulares distal y proximal, las epífisis (Figura 2).

En los individuos en crecimiento, entre la diáfisis y las epífisis existe un anillo o disco cartilaginoso denominado placa epifisaria de crecimiento o de conjunción. En las superficies articulares de las epífisis se localiza una capa de cartílago hialino, sin

periostio, conocido como cartílago articular. Por debajo del disco epifisiario o de conjunción se localiza una porción de hueso esponjoso que está en proceso de crecimiento. A esta zona se le conoce como metáfisis.

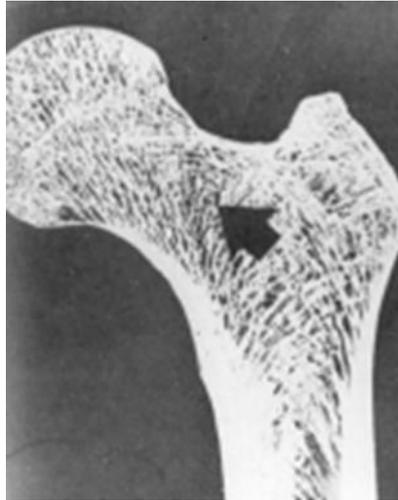


Figura 2. Aspecto macroscópico radiográfico de un hueso.

Los huesos presentan dos zonas, una periférica o superficial, de aspecto sólido, formada por hueso denso o compacto y otra interna y central ocupada por hueso esponjoso o que tiene una cavidad (Figura 3). Entre los espacios del hueso esponjoso o en la cavidad ósea se aloja la médula ósea hematopoyética o amarilla, con células almacenadoras de lípidos (Montalvo, 2010).

Dentro de las propiedades mecánicas de los huesos podemos El hueso posee una resistencia a la tensión similar a la del hierro, pero es tres veces más ligero y diez veces más flexible. El esqueleto se adapta a su función específica en el organismo tanto respecto a su configuración como a su estructura microscópica. La naturaleza tiende a seguir, en general, la ley del mínimo, de tal manera que las funciones mecánicas de carga y de protección se consiguen con el mínimo peso y máxima eficacia (Ohlmaier, 2012).

2.3. Actividad metabólica del osteoclasto durante la resorción ósea.

Para que se produzca la resorción ósea es necesario que se generen dos procedimientos bioquímicos para el desgaste del hueso:

- Descalcificación de la matriz ósea.
- Digestión del material orgánico: fibras colágenas y las proteínas de adhesión.

La extracción de los cristales de hidroxiapatita requiere de un medio acidificado esto se produce porque los osteoclastos poseen en el citoplasma anhidrasa carbónica que genera ácido carbónico (H_2CO_3), a partir del dióxido de carbono y agua. Posteriormente el ácido carbónico se disocia en bicarbonato (HCO_3^-) y un protón. Utilizando las bombas protónicas dependientes de ATP los protones se transportan a través de las microvellosidades del borde rugoso y causan en el microambiente subyacente un pH bajo (4 ó 5). Esta bahía de resorción se encuentra sellada por la zona clara para evitar que el resto de la superficie de la laminilla ósea sea atacada por el ácido generado (Montalvo, 2010). El medio ácido inicia la degradación de la hidroxiapatita y la transforma en iones de calcio, fosfatos solubles y agua.

Las vesículas situadas en la zona vesicular contienen abundantes enzimas especialmente colagenasas, catepsina K (cisteína proteasa). Estas enzimas degradan el colágeno y otras proteínas de la matriz descalcificada cuyos productos (aminoácidos, principalmente) serán endocitados junto con iones de calcio, fosfatos y carbonatos; discurren a través del citoplasma del osteoclasto para ser exocitados en la zona lateral y basal de esta célula. (Figura 4).

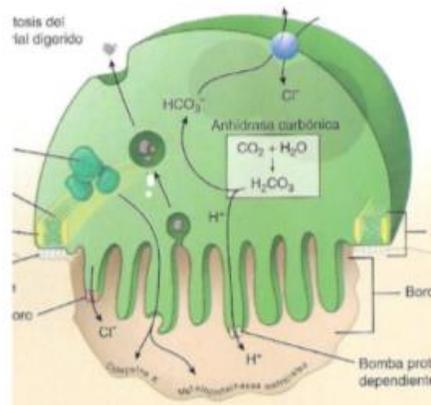


Figura 3. Representación esquemática de un osteoclasto y su laguna de Howship

2.4. Reparación de fracturas y proceso de sanación del tejido óseo.

El hueso es único de los tejidos del cuerpo el cual cuenta con un proceso de regeneración cíclico, el cual nos dice que el tejido óseo aproximadamente cada 45 días se regenera en su totalidad, esto ayuda a que la reparación en lesiones y/o fracturas que este tejido pueda llegar a presenta puedan ser reparadas por el mismo mecanismo de regeneración, el hueso en su forma natural es un biocompuesto cerámico el cual está formado por la unión de un sin número de pequeños cristales de sales minerales, principalmente hidroxapatita, y estas formaciones se encuentran perfecta mente unidas por fibras de colágeno orgánico, dando una estructura sólida.

Cabe mencionar que cuando se detecta una lesión en el tejido óseo una vez que se ha evaluado la gravedad de la lesión y en caso de no requerir una intervención quirúrgica, se procede a inmovilizar lo más posible la zona afectada, esto para ayudar al proceso de sanación, mismo que se va a dar en el ciclo de regeneración del tejido. Cuando un tejido óseo sufre una rotura, este se regresa al lugar natural, una vez que se inició el proceso de regeneración el tejido forma una especie de soldadura de las dos piezas, a esta unión se le conoce como callo óseo.

Existen diversos casos o enfermedades que afectan a este tipo de tejidos, estas enfermedades son conocidas como traumas , tumores en caso de una mal formación o

presencia de una bacteria y todas aquellas mal formaciones que se pueden llegar a presentar, en estos casos lo más probable realizar para lograr sanar o retardar los efectos de la enfermedad son la colocación de injertos, la función de estos injertos es promover o ayudar a complementar la reparación ósea, estos son utilizados para poder asegurar con un mayor porcentaje la reincorporación en las actividades.

Cuando hablamos de implantes hablamos que se realiza la colocación de una pieza o parte de una, la cual hace que se reactive el mecanismo para el cual está diseñado, la elaboración de estos implantes básicamente es de metales con alta dureza y se tratar de asegurar que el organismo no los va a rechazar o en su defecto de biomateriales.

2.5. Biomateriales

Podemos llegar a definir un biomaterial como “material no vivo, el cual tiene la bondad de evolucionar o interactuar en un ambiente biológico”, es decir estos materiales no vivos son utilizados en la medicina para formar dispositivos médicos dirigidos a interactuar con el sistema biológico, cuando el medico toma la decisión de implantar un biomaterial es porque se busca el remplazo del tejido, pero como reacción secundaria se busca la restructuración de la pieza en general.

Cabe aclarar que cada dispositivo que se implanta cumple una función principal, ya que en algunos casos este sirve de soporte, en algunos otros es utilizados como una pieza testigo y por ultimo estos pueden ser implantados como parte de un tratamiento, estos se utilizan básicamente en tumores o en casos cuando se tiene una ausencia del tejido óseo.

Para ser aceptado por el organismo deberá cumplir con los siguientes requisitos:

- No ser tóxico, ni carcinógeno.
- Ser químicamente estable e inerte.
- Tener una resistencia mecánica adecuada.
- Tener densidad y peso adecuados.
- Tener el tamaño y la forma más aproximada a la pieza que va a sustituir.

En la actualidad existen biomateriales que tienen la capacidad de formar compuestos, estos están constituidos por una base de biomaterial, un material mecánico, aleaciones de polímeros, cerámicos y algunos compuestos, que combinan a los ya mencionados, la utilización de estos dependerá de la función que la pieza va a realizar y en algunos casos se considera el ambiente de trabajo, ya que no todos los materiales tienen el mismo comportamiento, gracias a los grandes avances de la medicina y de las tecnologías muchos de estos materiales ya están siendo utilizados, evaluados y muchos más están en un proceso de mejora.

Existen diferentes materiales que suelen ser usados para diferentes diagnósticos clínicos, los cuales presentan ciertas ventajas y desventajas de acuerdo a su aplicación (Tabla 1).

Tabla 1. Materiales utilizados en el cuerpo humano

Materiales	Ventajas	Desventajas	Ejemplos
Polímeros (nylon, caucho de silicona, poliéster, politetrafluoroetileno, etc.)	Resistente Fácil de fabricar	No son fuertes. Se deforman con el tiempo. Se pueden degradar.	Suturas, Vasos sanguíneos, Cuenca de cadera, oído, nariz
Metales (Ti y sus aleaciones, aleaciones Co-Cr, aceros inoxidables, Au, Ag, Pt, etc.)	Fuerte Dúctil Resistente	Puede corroer Denso Difícil de hacer	Reemplazos de articulaciones, placas y tornillos de hueso, los implantes dentales de raíz, cables de marcapasos y suturas
Cerámicas (óxido de aluminio, fosfatos de calcio incluyendo	Muy biocompatible	Frágil	Dientes, la cabeza femoral de la prótesis de

hidroxiapatita, carbono)	Inerte Resistente a la compresión	No elástico Difícil de hacer	cadera, el recubrimiento de los implantes dentales y ortopédicos
Compuestos (carbono-carbono)	Dureza Hechos a la medida	Difícil de hacer	Implantes de articulaciones, válvulas cardiacas

Cabe mencionar que dentro de las propiedades un tanto negativas que podemos destacar de los biomateriales es la baja o nula elasticidad que estos presentan, los que hace que su utilización no sea general o limitada.

Para tratar de aumentar el campo de aplicación de los biomateriales, se han realizado diversas pruebas y compuestos, los cuales se forman mezclando biomateriales formados por fosfatos de calcio, estos biomateriales poseen una mejor resistencia mecánica y además mejora el proceso de regeneración al estar en un medio biológico.

Las propiedades biológicas de los biomateriales, relacionadas con su interacción con el medio fisiológico que los rodea, se pueden clasificar en:

- Bioinertes: se refiere a un material que conserva su estructura en el cuerpo después de la implantación y no induce ninguna reacción inmunológica en el huésped.
- Bioactivos: se refiere a materiales que forman enlaces con los tejidos vivos.
- Biodegradables: se refiere a materiales que se degradan (por descomposición hidrolítica) en el cuerpo mientras están siendo reemplazados por regeneración de tejido natural, los subproductos químicos de los materiales de degradación son absorbidos y se liberan a través de los procesos metabólicos del cuerpo.

2.5.1. Biomateriales Biológicos

Algunos científicos también consideran a los injertos biológicos como biomateriales. Los trasplantes biológicos se clasifican como autoinjertos, aloinjertos y xenoinjertos, destacándose los 2 primeros como los principales (Franco, 2011).

Los autoinjertos son aquellos implantes que provienen del cuerpo del mismo paciente. Los aloinjertos son materiales biológicos provenientes de otros individuos de la misma especie. Además, existen injertos producidos de células huésped considerados como tejidos orgánicos artificiales, los cuales son producidos en biorreactores especializados (Franco, 2011). Los xenoinjertos son los implantes provenientes de especies biológicas diferentes al huésped de estudio.

2.5.2. Biomateriales Metálicos

Los biomateriales metálicos se han utilizado especialmente para implantes sometidos a esfuerzos mecánicos, como prótesis para rodilla y cadera, cables, clavos, tornillos y placas para fijación de fracturas. Generalmente no se utilizan metales puros, sino aleaciones que frecuentemente proveen al material de mejores propiedades, como resistencia mecánica y a la corrosión. Estas dos propiedades limitan la utilización de una gran parte de metales para sustitutos óseos (Franco, 2011).

2.5.3. Biomateriales Poliméricos

Los polímeros son los materiales más utilizados en aplicaciones biomédicas. Ellos son los materiales de elección para los dispositivos cardiovasculares, así como para la sustitución y el aumento de diversos tejidos blandos. Los polímeros también se utilizan en sistemas de suministro de fármacos, en el diagnóstico del SIDA y como un material de andamiaje para aplicaciones de ingeniería de tejidos. Algunos ejemplos de aplicaciones actuales incluyen los injertos vasculares, válvulas cardíacas, corazones artificiales, implantes mamarios, lentes de contacto, lentes intraoculares, los componentes de oxigenadores extracorpóreos, dializadores y las unidades de plasmaféresis, revestimientos para tabletas y cápsulas farmacéuticas, suturas, adhesivos, y los sustitutos de sangre (Ohlmaier, 2012).

2.5.4. Biomateriales Cerámicos

Estos son considerados sólidos inorgánicos, los cuales están formados por varias combinaciones de los enlaces iónicos y covalente, cabe señalar que los materiales cerámicos que tienen la capacidad de ser biocompatibles, se les conoce como bioceánico y tienen como principal característica que son resistentes al desgaste y a la comprensión, presentando fallas al someterlos a trabajo mecánico, esto debido a que son demasiado duro. Dentro de las ventajas que tienen estos materiales es que presenta baja reactividad química, lo que los hace ser inerte.

Los cerámicos se utilizan como componentes de implantes de cadera, implantes dentales, implantes de oído medio, y las válvulas del corazón. Sin embargo, estos biomateriales se han utilizado extensamente menos que cualquiera de los metales o polímeros. Algunos cerámicos que han sido utilizados para aplicaciones biomédicas se enlistan en la Tabla 2 (Ohlmaier, 2012).

Tabla 2. Cerámicos utilizados en aplicaciones biomédicas.

Cerámico	Formula Química	Comentario
Alúmina Zirconia Carbón Pirolítico	Al_2O_3 ZrC_2	Bioinerte
Bioglass Hidroxiapatita (sinterizada a altas temperaturas)	$Na_2OCaOP_2O_3-SiO$ $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$	Bioactivo
Hidroxiapatita (sinterizada a bajas temperaturas) Fosfato tricálcico	$(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ $Ca_3(PO_4)_2$	Biodegradable

Las propiedades deseables en un biocerámico son:

- No ser tóxico.
- No ser cancerígeno.
- No ser alérgico.
- No ser inflamatorio.
- Debe ser biocompatible.
- Debe ser biofuncional durante toda su vida en el huésped

2.5.4.1 Degradación de los Biomateriales Cerámicos

A pesar de que no se someten a la corrosión, los cerámicos son susceptibles a otras formas de degradación cuando se exponen al medio ambiente fisiológico. El mecanismo

y la velocidad de degradación dependen del tipo particular del cerámico. Por ejemplo la alúmina, que se considera un cerámico Bioinerte, experimenta una disminución en su resistencia dependiendo del tiempo que permanece inmersa en una solución salina in vitro y después de la implantación, proceso que puede deberse a una disolución preferencial de impurezas que resulta en la propagación de grietas.

2.5.4.2 Propiedades Mecánicas de los Biomateriales Cerámicos

Los principales inconvenientes para utilizar los cerámicos como implantes son su fragilidad y sus pobres propiedades de resistencia a la tracción (Tabla 3). A pesar de que pueden tener una resistencia excepcional cuando son sometidos a compresión, los cerámicos fallan a magnitudes bajas de tensión al ser sometidos a tracción o flexión. Las propiedades mecánicas de los fosfatos de calcio los hacen inadecuados como implantes de carga. Clínicamente, la hidroxiapatita se ha usado como un relleno de defectos óseos y como implante en sitios anatómicos libres de carga (por ejemplo, el hueso del tabique nasal y el oído medio). Además, la hidroxiapatita se ha usado como revestimiento sobre biomateriales ortopédicos metálicos, así como implantes dentales para promover su fijación en el hueso. En estos casos, el metal subyacente lleva la carga, mientras que los lazos que rodean al hueso son fuertemente ligados por la hidroxiapatita (Ohlmaier, 2012).

Tabla 3. Propiedades mecánicas de biomateriales cerámicos.

	Módulo de Young (GPa)	Resistencia a la compresión (MPa)	Resistencia a la tracción (MPa)
Alúmina	380	4500	350
Bioglass- cerámicos	22	500	56-83
Fosfatos de calcio	40-117	510-896	69-193
Carbón Pirolítico	18-28	517	280-560

2.5.5. Biomateriales Compuestos

Los materiales compuestos son sólidos que contienen dos o más materiales constituyentes o fases distintas, en una escala mayor que la atómica. El término "compuesto" generalmente se reserva para aquellos materiales en los que las distintas fases se separan en una escala mayor que la atómica y en el que las propiedades tales como el módulo elástico se modifican significativamente en comparación con las de un material homogéneo.

Estas incluyen la habilidad para el científico o ingeniero de ejercer un control considerable sobre las propiedades del material. Tienen el potencial para ser rígidos, fuertes y ligeros, así como para ser altamente resistentes y compatible. En biomateriales, es importante que cada componente del material compuesto sea biocompatible. Además, la interfaz entre los constituyentes no debe ser degradada por el entorno del cuerpo. Algunas aplicaciones de los materiales compuestos como biomateriales son compuestos para rellenos dentales, metil-metacrilato reforzado con cemento óseo y polietileno de ultra alto peso molecular, e implantes ortopédicos con las superficies porosas (Ohlmaier, 2012).

2.6.Hidroxiapatita

La hidroxiapatita (HA) también llamada fosfato tribásico de calcio $[(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)]$, es un componente inorgánico el cual se encuentra presente en el tejido óseo, es químicamente similar al componente mineral de los huesos y otros tejidos duros en los mamíferos, es decir, que se compone de los mismos iones que construyen la parte mineral de dientes y huesos, este material está formado por depósitos de fosfatos de calcio cristalino y amorfos en pequeñas cantidades.

La hidroxiapatita muestra una excelente biocompatibilidad, no sólo con los tejidos duros, sino también con los tejidos blandos, tales como la piel y los músculos. Además, es bioactiva, y promueve la oseointegración cuando es directamente implantado en el hueso, este material tiene la función de dar soporte y rigidez mecánica al hueso.

En el tejido óseo natural, los principales componentes son fosfato de calcio (69% en peso), agua (10% en peso), colágeno (20% en peso) y otros materiales orgánicos en cantidades pequeñas, tales como proteínas, polisacáridos, y lípidos. La hidroxiapatita estequiométrica pura $[(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)]$ se compone de Ca^{2+} , PO_4^{2-} , y iones de OH^- . La combinación de estas características (Tabla 4), le confieren a la hidroxiapatita la cualidad de ser bioactiva. Un compuesto bioactivo es aquel que posee la habilidad para inducir, estimular o modular una acción biológica definida en el tejido receptor (Ohlmaier, 2012).

Tabla 4. Propiedades mecánicas típicas de la hidroxiapatita.

Propiedad	Característica
Densidad Teórica	3.156 g/mL
Dureza	5 mohs
Esfuerzo de Tensión	40-100 MPa
Esfuerzo de Flexión	20-80 MPa
Esfuerzo de Compresión	100-900 MPa
Fractura Aprox	1 MPa m ^{0.5}
Modulo de Young	70-120 GPa

2.7.Wollastonita

La wollastonita es un metasilicato de calcio ($CaSiO_3$) de origen natural. Tiene una composición en peso teórica de 48.3% de óxido de calcio (CaO) y 51.7% de dióxido de silicio (SiO_2), pero que puede contener trazas en cantidades menores de aluminio, hierro, magnesio, manganeso, sodio y potasio. La estructura de la wollastonita se caracteriza por poseer cristales prismáticos grandes o cortos que al unirse forman fragmentos aciculares (forma de agujas). Por lo general, es de color blanco, pero también puede ser gris, marrón o rojo dependiendo de su composición (Ohlmaier, 2012).

En la actualidad los silicatos representan la categoría dominante dentro de la industria de las cerámicas tradicionales. Estos materiales son económicos debido a la disponibilidad abundante de las materias primas. Además, los silicatos proporcionar adecuadas propiedades mecánicas, térmicas y ópticas para una amplia gama de aplicaciones de los materiales tradicionales y avanzados. Algunas de las propiedades físicas de la wollastonita se presentan en la Tabla 5.

Tabla 5. Propiedades físicas de la wollastonita.

Propiedad	Característica
Densidad	2.8 – 3.1 g/ml
Punto de fusión	1540 °C
Dureza según la escala de Mohs	4.5 – 5.0
Sistema cristalino	Triclínico
Color	Blanco a grisáceo traslúcido
Color de raya en placa de porcelana	Blanca
Expansión Térmica	6.5×10^{-6} mm/mm/°C
Modulo de Elasticidad	303-530 GPa

Esfuerzo Tensil	2700-4100 Gpa
Conductividad Eléctrica	1.5-11mho/m
Solubilidad	0.0095 g/100 cc agua

En estudios previos se ha demostrado la bioactividad de la wollastonita al formar una capa de hidroxiapatita en su superficie cuando es sumergida en baños fisiológicos simulados (SBF) (Ohlmaier, 2012)

2.8.Fluido Fisiológico Simulado (SBF)

En 1991 Tadashi Kokubo desarrolló un fluido celular fisiológico simulado el cual contiene una concentración de iones inorgánicos similar a la que posee el fluido extracelular humano, a fin de reproducir la formación de apatita en materiales bioactivos colocados in vitro. Estos fluidos fisiológicos simulados, comúnmente se abrevian SBF por sus siglas en inglés (Simulated Body Fluids) y en ocasión también son llamados “Solución de Kokubo”. La concentración de iones se presenta en la Tabla 6. El SBF se puede utilizar para la evaluación no sólo de la bioactividad de materiales artificiales in vitro, también en el recubrimiento de apatita sobre diferentes materiales bajo condiciones biomiméticas.

Tabla 6. Concentración de iones de la solución SBF y del plasma sanguíneo humano.

Ion	Concentración (mmol/dm ³)	
	Fluido Fisiológico Simulado	Plasma Sanguíneo Humano
Na ⁺	142.0	142.0
K ⁺	5.0	5.0
Mg ²⁺	1.5	1.5
Ca ²⁺	2.5	2.5
Cl ⁻	147.8	103.0
HCO ₃ ⁻	4.2	27.0
HPO ₄ ²⁻	1.0	1.0
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5

pH ajustado a 7.42 por adición de Tris-(Hidroximetil)-aminometano (CH₂OH)₃CNH₂ y HCl 1M a 37°C. (Ohlmaier, 2012)

CAPITULO 3.

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

3.1. Materiales

La wollastonita CaSiO_3 , utilizada en este estudio corresponde al producto NYAD[®] M200, producida por la minera Roca Rodante S.A. de C.V. a partir del depósito Pilares en Hermosillo, Sonora, México. La caracterización química y algunas de sus propiedades físicas más importantes, aparecen en las Tablas 7 y 8 respectivamente.

Tabla 1. Composición química de la wollastonita NYAD[®] M200, producida por la Minera Roca Rodante S.A. de C.V.

Composición Química	CaSiO_3
Componente	Valor Típico (%)
CaO	45.25
SiO_2	52.00
Fe_2O_3	0.25
Al_2O_3	0.40
MnO	0.025
MgO	0.50
TiO_2	0.025
K_2O	0.15
%wt. Pérdidas (1000°C)	0.40

Tabla 2. Propiedades típicas de la wollastonita NYAD® M200, producida por la Minera Roca Rodante S.A. de C.V.

Propiedades Típicas	Valor
Apariencia	Blanca
Morfología	Acicular
Peso Molecular	116
Gravedad Específica	2.9
Tamaño de Partícula Promedio (μm)	9
Area Superficial (m^2/g) (BET)	1.3
Índice de refracción	1.63
pH (10%)	9.9
Solubilidad en agua (g/100cc.)	0.0095
Densidad (lbs./cu.ft.)	181
Dureza Mohs	4.5
Coefficiente de Expansión ($\text{mm}/\text{mm}/^\circ\text{C}$)	6.5×10^{-6}

Punto de Fusión (°C) – Teórico	1540
Punto de Fusión (°C) – ASTM D1857	1410

3.2.3.2 Conformación de las piezas compactas de β -wollastonita.

El diagrama de flujo del proceso para la elaboración de cilindros de wollastonita con una dimensión mayor a 0.25 in (Figura 5).

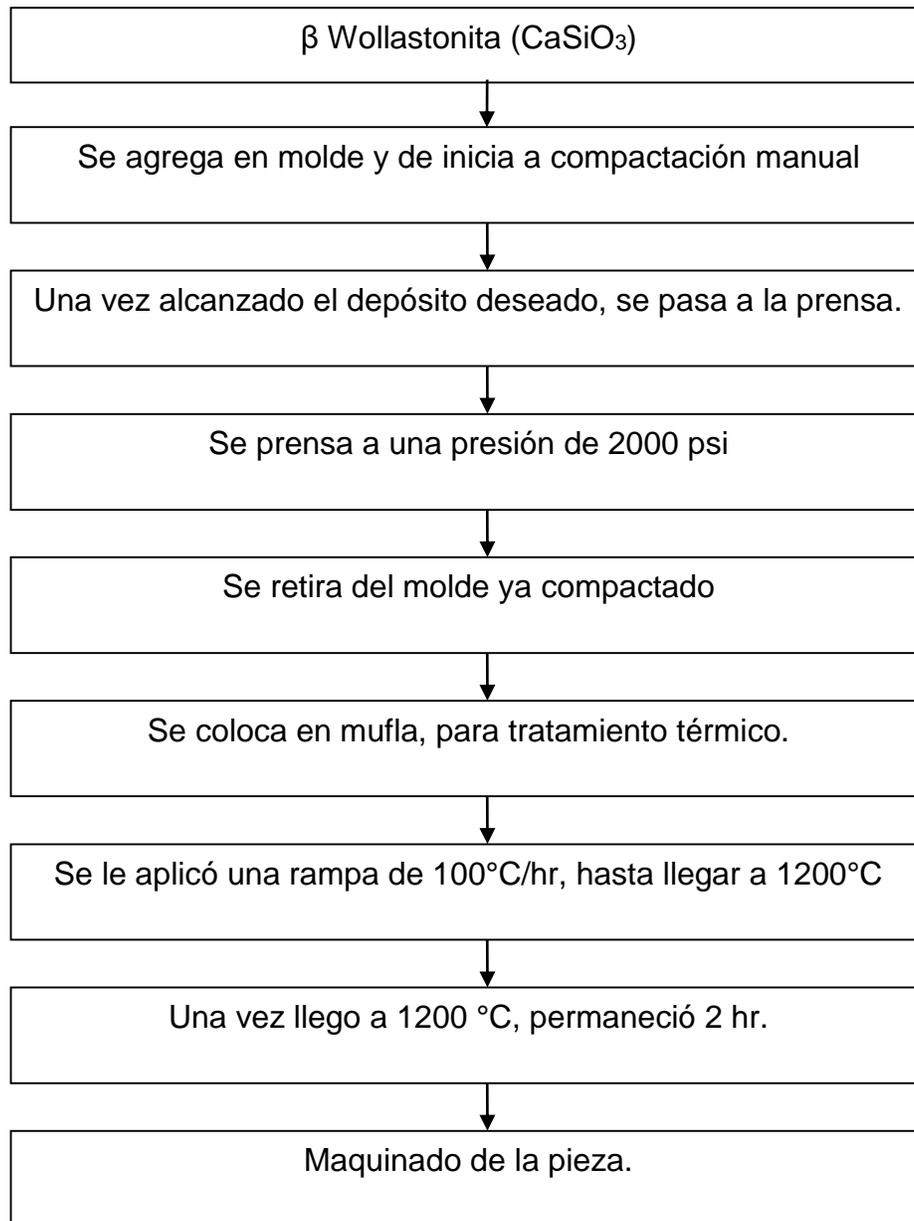


Figura 4. Diagrama de flujo para la elaboración de cilindros de β -wollastonita

CAPITULO 4.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Como resultado de la experimentación se llevaron a cabo dos corridas, cada una con un diseño de molde distinto, donde la constante era la presión y la temperatura de curado, para la obtención de cilindros de wollastonita compactada, para su posterior conformado de tornillo.

4.1. Molde bipartido

Para la primera corrida se inició con el diseño del molde en un programa de diseño en 3D (Figura 6), el cual consistió en dos piezas por separado que al unirse formaban el molde, donde ese estaría comprimiendo el polvo de wollastonita, que posteriormente sería el cuerpo del tornillo que se tenía por objetivo.

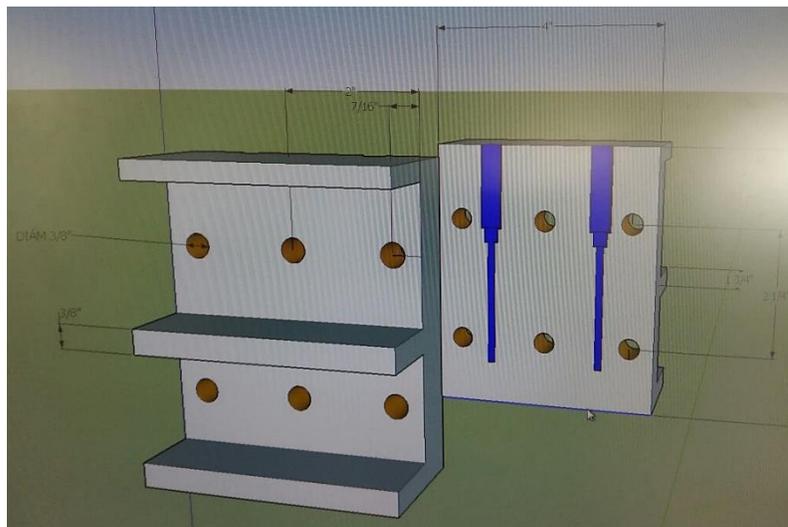


Figura 5. Diseño 3D de molde bipartido

Una vez logrado el molde en 3D se llevó a cabo la impresión en acero inoxidable 304L (Figura 7), gracias al apoyo de maquinado de precisión facilitado por parte del Taller de Máquinas y Herramientas de la Universidad de la Sierra, ubicado en el municipio de Moctezuma, Sonora.



Figura 6. Proceso de impresión de molde bipartido

Finalizada la impresión en 3D del molde bipartido, se afinaron detalles a mano para evitar incrustaciones y pequeños bordes irregulares, logrando que ambas piezas ensamblaran lo mejor posible.

Para continuar con la experimentación se solicitó apoyo al taller de mantenimiento de la empresa Molytex S. A. de C. V., para el uso de las herramientas que serían necesarias, dando pie al inicio de la compactación del polvo de wollastonita donde fue necesario utilizar el equipo de prensa hidráulica ENERPAC RCH-206 mostrado en Figura 8.



Figura 7. Equipo de prensa hidráulica

El proceso de compactación permite elevar la propiedad mecánica y estructural de la pieza, para su posterior maquinado y conformado de tornillo que se tiene por objetivo. Para lo cual se depositó el polvo de β -wollastonita en el molde y se llevó la prensa a una presión de 4200 psi (Figura 9).



Figura 8. Manómetro de bomba hidráulica

Se observa que a esta presión se inicia un proceso de incrustación en las paredes del molde, donde los granos de β -wollastonita rallan al molde por el proceso de expansión del polvo, lo que al momento de retirar el compuesto, dificulta la maniobra comprometiendo la fabricación, ya que se corre un riesgo de daño de la pieza por maniobra de extracción.

Para continuar con el proceso de sinterización, el polvo de β -wollastonita fue llevado hasta una temperatura de 1200°C, siendo la temperatura máxima de la mufla utilizada (Figura 10), para el cual fue utilizado una rampa de calentamiento de 100°C por hora, introduciendo el molde con la β -wollastonita a la mufla Thermo Scientific LINDBERG BLUE M, esto debido a que no fue posible separar la pieza del molde una vez compactado el polvo.



Figura 9. Indicador de temperatura de mufla de mufla utilizada.

Se mantuvo bajo estas condiciones de 1200°C durante 2 horas, transcurrido este tiempo se abre mufla (Figura 11) para retirar el molde con la pieza y se intenta separar ambas partes.



Figura 10. Molde al momento de retirarse de mufla

Lamentablemente no fue posible retirar la pieza completa del molde, debido a que al momento de intentarlo la pieza se destruyó, esto se adjudica a que al compactar la pieza la presión en las uniones del molde es menor a la del resto de la pieza, provocando que al darle tratamiento térmico los granos del polvo no forman un enlace fuerte en estos puntos. Otro detalle que fue observado en la mufla, fueron restos de apariencia de cristales del material tratado (Figura 12).



Figura 11. Restos dentro de mufla

Cabe mencionar que en este caso el material con el que se había metido el molde al horno fue considerado como pérdida total, ya que no se puede volver a utilizar, debido a que ya había sido sometido a un tratamiento térmico.

También se detecta que los granos del material que se habían incrustado al molde al darle el tratamiento térmico fue aún más difícil desplazarlos. Debido a los resultados negativos obtenidos de esta corrida, se procede a la búsqueda de otras alternativas para el moldeo y conformado del tornillo.

4.2. Molde tipo troquel

El nuevo molde se basa en un troquel SPECBAC de carga máxima de 5 toneladas y 10 mm de diámetro (Figura 13), utilizado para la fabricación de pastillas en el Laboratorio de Materiales de la Universidad de Sonora.



Figura 12. Troquel SPECAC

El diseño de troquel fue creado en acero inoxidable 304I, elaborado para obtener una pieza de longitud de 25 mm y 9 mm de diámetro, obteniendo una dimensión del cilindro del molde de 57 mm de longitud (Figura 14).

El proceso de maquinado y la conformación del molde, fue gracias a la colaboración del taller de maquinado de la empresa Metal Master Industrial S.A. de C.V., ubicado en el municipio de Nacoziari de García, Sonora, donde se proporcionó la barra, materia prima y el equipo para el maquinado, los detalles de la pieza fueron realizados en taller facilitado por Universidad de la Sierra.



Figura 13. Molde basado en un troquel para pastillas

El procedimiento de compactación llevado a cabo, fue con el mismo que se realizó cuando fue utilizado el molde bipartido, el cual se llevó hasta una presión de 4200 psi (Figura 15).



Figura 14. Proceso de compactación

De forma similar se introdujo a la mufla la pieza cilíndrica del polvo compactado, utilizando una rampa de 100°C por cada hora, hasta llegar a 1200°C siendo la temperatura máxima de la mufla utilizada y manteniéndola por 2 horas.

Posteriormente fue retirada la pieza del interior de la mufla, cabe mencionar que se dejó enfriar la pieza dentro de la mufla para después iniciar con el proceso de conformación del tornillo, como podemos ver, la pieza ha cambiado tu todo de color, esto posiblemente nos hable de que existen agentes contaminantes en la pared del cilindro y que la pieza ha sido sinterizada (Figura 16), logrando una buena apariencia y con dureza apreciable.



Figura 15. Pieza de wollastonita después del tratamiento térmico

El lograr la temperatura de 1200 °C en esta segunda corrida se complicó, ya que las condiciones climáticas y el mecanismo mismo de la mufla lo impedían, se frenó la rampa de calentamiento al llegar a los 1100 °C, se realizan ajustes para que el incremento de temperatura continuara, se procede a tapan la chimenea de la mufla logrando alcanzar la temperatura deseada, cabe mencionar que al alcanzarla se logró mantener por solo 2 horas aproximadamente y después la temperatura empezó a decaer, ya que las resistencias del equipo se habían dañado, esto impide que se puedan volver a realizar el proceso de tratamiento térmico para la obtención de más piezas.

Una vez obtenida la pieza cilíndrica compacta deseada, se procede al maquinado de la misma, por medio de una tarraja manual para el conformado del tornillo de β -wollastonita (Figura 17).



Figura 16. Proceso de maquinado de producto terminado

Durante el proceso de roscado, la pieza tendió a quebrarse, esto debido a que la capa exterior del cilindro presentaba una dureza alta, esto lo pudimos ver, ya que al realizar el roscado se desprendía el material al igual que en una pieza de vidrio, es por ello que al someter la pieza a torque para el acabado de rosca, está se rompiera, ya que excedía y presentaba demasiada dureza para darle la forma de tornillo, lo que nos indica que sus propiedades mecánicas no permiten su maquinado (Figura 18).



Figura 17. Pieza de wollastonita obtenida de maquinado

Con esto se puede observar que maquinar esta pieza no es viable, ya que la superficie es demasiado dura y al momento de realizar el roscado se generan desprendimientos del material de la pieza de forma descontrolada, dejando una superficie irregular lejos de ser lo que se desea.

Durante el proceso de fabricación de la pieza fueron utilizadas las mismas presiones para los dos tipos de moldes, logrando concluir que estas características van directamente relacionados con el material de construcción y al tipo de molde utilizado, ya que al ser granos finos, en el proceso de compactación a mayor presión se deja ver que estos tienden a incrustarse en el molde que los contiene y es por esta razón que cuando inicia la maniobra del retiro de la pieza, es difícil el separar ambos, esto para el caso del molde bipartido, en el caso del molde tipo troquel, también se tienen complicaciones, debido a que los granos del material se incrustan a las paredes del molde como lo hiciera en el molde bipartido, esto complica aún más el sacar la pieza del molde, ya que está tendrá que salir a presión del molde, en ocasiones la presión para retirar la pieza es mayor a la del proceso de compactación.

CAPITULO 5.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones

La pieza obtenida en este proyecto no es capaz de sustituir a las piezas utilizadas actualmente para el proceso de sanación de fracturas graves en seres humanos, esto debido a que las propiedades que esta presenta, no permite ser maquinada, para lograr un diseño apto para usarse.

Una pieza a mayor diámetro y longitud, requiere de un mayor tiempo de residencia, debido a que la capa exterior de la pieza hace que el proceso de tratamiento térmico que se le aplica a la pieza sea más tardado.

Sin embargo se logra concluir que una pieza de este material puede bajo ciertas condiciones, sustituir la falta de materia ósea, es decir fungir como un relleno, el cual su principal función será el brindar los iones de calcio necesarios para la regeneración del tejido óseo dañado o retirado, esto se avala a estudios consultados donde las piezas elaboradas o enriquecidas con wollastonita resultaron apropiadas para su uso en humanos, aumentando la compatibilidad de los implantes y disminuyendo el tiempo de regeneración del tejido.

5.2. Recomendaciones.

- Se recomienda que las presiones de compactación de este material no excedan las 2000 PSI, siempre y cuando el material de contricción sea acero inoxidable.
- Se propone que este material sea llevado a temperaturas aún más elevadas o prolongar el tiempo de exposición, esto sin correr el riesgo de cambio de fase, para buscar con esto que la unión de los granos de wollastonita sea uniforme, debido a que al momento de maquinar la pieza se logró observar diferentes tonos de color y dureza conforme iba aumentando la profundidad del corte en la pieza obtenida.

- Buscar la forma de mezclar este material con un polímero o con un mineral con punto de fusión más bajo, para que la pieza resultante cumpla con el objetivo de ser maquinable y brindar los iones de calcio para acelerar y asegurar un correcto proceso de reparación de una fractura.
- Evaluar la mezcla de la wollastonita tratada térmicamente con una resina para formar un compósito, el cual se pueda secar por otro medio, como por ejemplo luz ultra violeta y así poder formar el tornillo que sea capaz de sustituir los de aceros especiales.
- Evaluar el proceso de endurecimiento de la pieza con respecto al tiempo, ya que en el experimento realizado, se pudo observar que el núcleo de la pieza había quedado crudo o con una dureza mucho menor a la de la capa exterior.

CAPITULO 6.

BIBLIOGRAFÍA

Encinas, M. (2009). Síntesis y caracterización de compósitos de hidroxiapatita-wollastonita, preparados mediante la técnica Sol-Gel. Tesis ---, Universidad de Sonora.

Franco, J. (2011). Estudio por microscopia electrónica de las diferentes etapas de la síntesis de hidroxiapatita, vía la técnica sol-gel en medio alcohólico y acuoso. Tesis ---. Universidad de Sonora.

Guerra, E. (2010). Síntesis y evaluación de propiedades bioactivas de compósitos de hidroxiapatita-wollastonita-quitosana. Tesis Doctoral, Universidad de Sonora.

Montalvo, C. (2010). Biología celular e histología médica tejido. Universidad nacional Autónoma de México. Facultad de medicina departamento de biología celular y tisular.

Moreno, G. (2017). Histología del tejido óseo en el ser humano. Universidad Autónoma.

Ohlmaier, F. (2012). Síntesis, caracterización y evaluación de las propiedades bioactivas de un biocomposito de hidroxiapatita - wollastonita incorporado en una biopelícula de quitosana. Tesis ---. Universidad de Sonora

Sustaita, E. (2012). Síntesis y caracterización de materiales compuestos de hidroxiapatita-wollastonita, preparados por una técnica Sol-Gel alternativa. Tesis ---, Universidad de Sonora.

Zabala, P. (2008) Síntesis y caracterización de materiales compuestos de hidroxiapatita-wollastonita-quitosana. Tesis---, Universidad de Sonora.

Zansana, E. (2004). Estudio Comparativo de la Utilidad de los Cementos y Vidrios Basados en Fosfatos de Calcio como Sustitutivos Óseos en Defectos Cavitarios Experimentales. Tesis Doctoral, Universidad de Barcelona.